

**THIS PAGE IS INSERTED BY OIPE SCANNING  
AND IS NOT PART OF THE OFFICIAL RECORD**

**Best Available Images**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

**BLACK BORDERS**

**TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**

**FADED TEXT**

**BLURRY OR ILLEGIBLE TEXT**

**SKEWED/SLANTED IMAGES**

**COLORED PHOTOS HAVE BEEN RENDERED INTO BLACK AND WHITE**

**VERY DARK BLACK AND WHITE PHOTOS**

**UNDECIPHERABLE GRAY SCALE DOCUMENTS**

**IMAGES ARE THE BEST AVAILABLE  
COPY. AS RESCANNING *WILL NOT*  
CORRECT IMAGES, PLEASE DO NOT  
REPORT THE IMAGES TO THE  
PROBLEM IMAGE BOX.**

EE

BUNDESREPUBLIK  
DEUTSCHLAND

⑫ **Offenlegungsschrift**  
⑪ **DE 3411489 A1**

⑤ Int. Cl. 3:  
**A61M 1/03**  
A 61 G 5/04  
B 65 H 75/34



DEUTSCHES  
PATENTAMT

⑲ Aktenzeichen: P 34 11 489.0  
⑳ Anmeldetag: 29. 3. 84  
㉓ Offenlegungstag: 4. 10. 84

DE 3411489 A1

⑳ Unionspriorität: ⑳ ㉑ ㉒ ㉓  
29.03.83 JP P52853-83 29.03.83 JP P52854-83  
29.03.83 JP P52855-83 29.03.83 JP P52856-83  
29.03.83 JP P52857-83

㉔ Erfinder:  
Takamiya, Sanshiro, Nagoya, Aichi, JP; Yoshizawa,  
Michisuke, Tokio/Tokyo, JP; Suzuki, Akira, Nishio,  
Aichi, JP

㉕ Anmelder:  
Aisin Seiki K.K., Kariya, Aichi, JP

㉖ Vertreter:  
Tiedtke, H., Dipl.-Ing.; Bühling, G., Dipl.-Chem.;  
Kinne, R., Dipl.-Ing.; Grupe, P., Dipl.-Ing.; Pellmann,  
H., Dipl.-Ing.; Grams, K., Dipl.-Ing.; Struif, B.,  
Dipl.-Chem. Dr.rer.nat., Pat.-Anw., 8000 München

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

⑤ Einrichtung zum Betreiben eines medizinischen Geräts

Es wird eine Kunstherz-Antriebseinrichtung in einem Eigenantriebs-Rollstuhl beschrieben, die denjenigen Patienten Bewegungsfreiheit gibt, welche eine Hilfe durch ein künstliches Herz benötigen. Es sind verschiedenartige Sicherheitseinrichtungen dafür vorgesehen, Gefahren zu vermeiden, die durch ein unbeabsichtigtes Fahren des Rollstuhls während der Zeit entstehen könnten, während der der Patient den Rollstuhl besteigt, von dem Rollstuhl absteigt oder von dem Rollstuhl abgestiegen ist. Zum Erweitern des Bewegungsbereichs des Patienten und zum Verhindern möglicher Gefahren ist ein motorbetriebener Röhrenaufwickelmechanismus vorgesehen, wobei das Fahren des Rollstuhls nur dann zugelassen ist, wenn die Röhren ordnungsgemäß untergebracht sind. Parallel zu einem Druckregelungs-Solenoidventil ist ein Druckkompensations-Solenoidventil vorgesehen, wodurch ein Ausgleichsbehälter weggelassen wird, so daß die Antriebseinrichtung für das künstliche Herz verkleinert wird.

DE 3411489 A1

TIEDTKE - BÜHLING - KINNE - GRUPE  
PELLMANN - GRAMS - STRUIF

Patentanwälte und  
Vertreter beim EPA  
Dipl.-Ing. H. Tiedtke  
Dipl.-Chem. G. Bühling  
Dipl.-Ing. R. Kinne  
Dipl.-Ing. P. Grupe  
Dipl.-Ing. B. Pellmann  
Dipl.-Ing. K. Grams  
Dipl.-Chem. Dr. B. Struif



Bavariaring 4, Postfach 20 24 03  
8000 München 2  
Tel.: 0 89 - 53 96 53  
Telex: 5-24 845 tipat  
Telecopier: 0 89 - 537377  
cable: Germaniapatent München

28. März 1984  
DE 3799 /

case W-2212

Patentansprüche

1. Einrichtung zum Betreiben eines medizinischen Geräts, gekennzeichnet durch einen Rollstuhl, eine an dem Rollstuhl angebrachte Antriebseinrichtung für das medizinische Gerät (1R, 1L) mit einer Oberdruckquelle (71), einem ersten Solenoidventil (131, 137), dessen Einlaß mit dem Auslaß der Oberdruckquelle verbunden ist, einer ersten Druckfühlvorrichtung (PS1, PS2) zum Erfassen des Drucks an dem Auslaß des ersten Solenoidventils, einem zweiten Solenoidventil (132, 138), dessen Einlaß mit dem Auslaß des ersten Solenoidventils verbunden ist und dessen Auslaß mit dem medizinischen Gerät verbunden ist, einer Unterdruckquelle (72), einem dritten Solenoidventil (133, 139), dessen Einlaß mit der Unterdruckquelle verbunden ist, einer zweiten Druckfühlvorrichtung (PS3, PS4) zum Erfassen des Drucks an dem Auslaß des dritten Solenoidventils, einem vierten Solenoidventil (134, 140), dessen Einlaß mit dem Auslaß des dritten Solenoidventils verbunden ist und dessen Auslaß mit dem medizinischen Gerät verbunden ist, und einer ersten elektronischen Steuereinrichtung (400), die zur Steuerung des Öffnens und Schließens des ersten Solenoidventils entsprechend einem Ausgangssignal der ersten Druckfühlvorrichtung, des Öffnens und Schließens des dritten Solenoidventils entsprechend einem Ausgangssignal der zweiten Druckfühlvor-

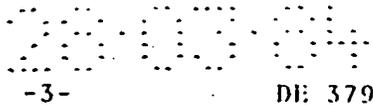
A/25

1 richtung und des Öffnens und Schließens des zweiten und  
vierten Solenoidventils unter jeweils vorbestimmten Zeit-  
steuerungen ausgebildet ist, mindestens einen Elektromotor  
(M1, M2) für den Antrieb des Rollstuhls, eine Fahrbefehls-  
6 einrichtung (121, 122) zum Befehlen der Speisung des Elek-  
tromotors, eine Zustandserfassungseinrichtung (200) zum Er-  
fassen des Zustands mindestens eines bewegbaren Teils des  
Rollstuhls, des Zustands eines bewegbaren Teils der An-  
triebseinrichtung für das medizinische Gerät und/oder des  
10 Zustands der Fahrbefehlseinrichtung und eine zweite elek-  
tronische Steuereinrichtung (75) zum Speisen des Elektro-  
motors entsprechend einer Betätigung der Fahrbefehlsein-  
richtung und zum Sperren des Speisens des Elektromotors  
in dem Fall, daß die Zustandserfassungseinrichtung irgend-  
15 einen von vorbestimmten Gefahrezuständen erfaßt.

2. Einrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet,  
daß die Fahrbefehlseinrichtung (121, 122) einen Fahrsteuer-  
hebel (58) und einen Hebelhaltemechanismus (115) zum Auf-  
20 nehmen des Hebels in abnehmbarer Weise aufweist und daß die  
Zustandserfassungseinrichtung (200; SW4) ein Signal entspre-  
chend dem Ansetz- oder Abnahmestand des Fahrsteuerhebels  
an dem Hebelhaltemechanismus erzeugt.

25 3. Einrichtung nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekenn-  
zeichnet, daß der Rollstuhl mindestens eine bewegbare Arm-  
lehne (52) und einen Verriegelungsmechanismus (112, 114)  
zum Verriegeln der Armlehne in einer vorbestimmten Stellung  
aufweist und daß die Zustandserfassungseinrichtung (200;  
30 SW3) ein Signal entsprechend dem Zustand der Armlehne er-  
zeugt.

4. Einrichtung nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet,  
daß die Armlehne (52) horizontal um eine Tragsäule (55) be-  
35 wegbar gestaltet ist und der Verriegelungsmechanismus ein  
Eingriffselement (112) für den Eingriff an der Tragsäule



1 und ein elektromagnetisches Stellglied (114) zum Verstellen des Eingriffelements aufweist.

5. Einrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, daß die Antriebseinrichtung für das medizinische Gerät (1R, 1L) flexible Röhren (57; 2a, 2b), die zwischen das zweite Solenoidventil (132, 138) sowie das vierte Solenoidventil (134, 140) und das medizinische Gerät eingesetzt sind, und einen Röhrenaufwickelmechanismus (78) für das Aufrollen der flexiblen Röhren aufweist und daß die Zustandserfassungseinrichtung (200; 102) ein Signal entsprechend dem Unterbringungszustand der flexiblen Röhren erzeugt.

15 6. Einrichtung nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, daß der Röhrenaufwickelmechanismus (78) ein erstes feststehendes Teil (85), das mit einer durch sein Mittelteil axial hindurchtretenden ersten Bohrung (85a) und einer Ausnehmung (85b) in einem Teil seiner Umfangsfläche ausgebildet ist, ein zweites feststehendes Teil (86), das an der Ausnehmung des ersten feststehenden Teils gegenübergesetzten Stellen mit einem ersten und einem zweiten Durchlaß (86a, 86b) versehen und an den Außenumfang des ersten feststehenden Teils angesetzt ist, ein bewegbares Teil (89), das an einer der ersten Bohrung gegenübergesetzten Stelle mit einem dritten Durchlaß (89c) und an einer dem zweiten Durchlaß gegenübergesetzten Stelle mit einem vierten Durchlaß (89b) versehen ist und das auf den Außenumfang des zweiten feststehenden Teils in Bezug auf dieses drehbar aufgesetzt ist, und eine Röhrentrommel (94) aufweist, die zusammen mit dem bewegbaren Teil drehbar ist, wobei die Auslässe des zweiten und des vierten Solenoidventils (132, 138 bzw. 134, 140) mit der ersten Bohrung und/oder dem ersten Durchlaß verbunden sind und die flexiblen Röhren (57) mit dem dritten und/oder vierten Durchlaß verbunden sind.

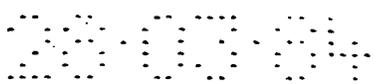
- 1 7. Einrichtung nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet,  
daß der Röhrenaufwickelmechanismus (78) einen Elektromotor  
(M3) für den Drehantrieb der Röhrentrommel (94) und eine  
Schaltvorrichtung (SW2) für das Befehlen des Speisens des  
5 Elektromotors aufweist.

8. Einrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 7, da-  
durch gekennzeichnet, daß die zweite elektronische Steuer-  
einrichtung (75) beim Sperren der Speisung des Rollstuhl-  
10 Elektromotors (M1, M2) einen Anker des Elektromotors direkt  
oder über einen Widerstand kurzschließt, um dadurch die  
Bewegung des Rollstuhls zu bremsen.

9. Einrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 8, da-  
15 durch gekennzeichnet, daß die Antriebseinrichtung für das  
medizinische Gerät (1R, 1L) ein zu dem ersten Solenoidven-  
til (131, 137) parallel angeschlossenes fünftes Solenoid-  
ventil (135, 141) und/oder ein zu dem dritten Solenoidven-  
til (133, 139) parallel angeschlossenes sechstes Solenoid-  
20 ventil (136, 142) aufweist und die erste elektronische  
Steuereinrichtung (400) das Öffnen und Schließen des fünf-  
ten bzw. sechsten Solenoidventils unter einer vorbestimm-  
ten Zeitsteuerung synchron in Verbindung mit dem Betätigen  
des zweiten bzw. vierten Solenoidventils (132, 138 bzw.  
25 134, 140) steuert.

10. Einrichtung nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet,  
daß die erste elektronische Steuereinrichtung (400) das  
fünfte Solenoidventil (135, 141) zu einem vorbestimmten  
30 Zeitpunkt während der Schließzeit des zweiten Solenoidven-  
tils (132, 138) in den Öffnungszustand schaltet und das  
sechste Solenoidventil (136, 142) zu einem vorbestimmten  
Zeitpunkt während der Schließzeit des vierten Solenoidven-  
tils (134, 140) in den Öffnungszustand schaltet.

35



1 11. Einrichtung nach Anspruch 10, dadurch gekennzeich-  
net, daß die erste elektronische Steuereinrichtung (400)  
nach dem Ablauf einer vorbestimmten Zeit vom Schließen des  
zweiten Solenoidventils (132, 138) an das fünfte Solenoid-  
5 ventil (135, 141) für eine vorbestimmte Zeit öffnet, die  
kürzer als die Schließzeit des zweiten Solenoidventils ist,  
und nach dem Ablauf einer vorbestimmten Zeit vom Schließen  
des vierten Solenoidventils (134, 140) an das sechste Sole-  
noidventil (138, 142) für eine vorbestimmte Zeit öffnet,  
10 die kürzer als die Schließzeit des vierten Solenoidventils  
ist.

12. Einrichtung zum Betreiben eines medizinischen Geräts,  
gekennzeichnet durch einen Rollstuhl, eine an dem Rollstuhl  
15 angebrachte Antriebseinrichtung für das medizinische Gerät  
(1R, 1L) mit einer Oberdruckquelle (71), einem ersten Sole-  
noidventil (131, 137), dessen Einlaß mit dem Auslaß der  
Oberdruckquelle verbunden ist, einer ersten Druckfühlvor-  
richtung (PS1, PS2) zum Erfassen des Drucks an dem Auslaß  
20 des ersten Solenoidventils, einem zweiten Solenoidventil  
(132, 138), dessen Einlaß mit dem Auslaß des ersten Sole-  
noidventils verbunden ist und dessen Auslaß über eine  
flexible Röhre (57R, 57L; 2a, 2b) mit dem medizinischen  
Gerät verbunden ist, einer Unterdruckquelle (72), einem  
25 dritten Solenoidventil (133, 139), dessen Einlaß mit der  
Unterdruckquelle verbunden ist, einer zweiten Druckfühl-  
vorrichtung (PS3, PS4) zum Erfassen des Drucks an dem Aus-  
laß des dritten Solenoidventils, einem vierten Solenoid-  
ventil (134, 140), dessen Einlaß mit dem Auslaß des dritten  
30 Solenoidventils verbunden ist und dessen Auslaß über eine  
flexible Röhre mit dem medizinischen Gerät verbunden ist,  
und einer ersten elektronischen Steuereinrichtung (400),  
die zum Steuern des Öffnens und Schließens des ersten So-  
lenoidventils entsprechend einem Ausgangssignal der ersten  
35 Druckfühlvorrichtung, des Öffnens und Schließens des dritten



1 Solenoidventils entsprechend einem Ausgangssignal der zwei-  
 ten Druckfühlvorrichtung und des Öffnens und Schließens  
 des zweiten und vierten Solenoidventils unter jeweils vor-  
 bestimmter Zeitsteuerung ausgebildet ist, mindestens einen  
 5 Elektromotor (M1, M2) für den Antrieb des Rollstuhls, eine  
 Fahrbefehlseinrichtung (121, 122) zum Befehlen des Speisens  
 des Elektromotors, eine erste Zustandserfassungsvorrichtung  
 (SW3) zum Erfassen des Zustands mindestens eines bewegbaren  
 10 Teils des Rollstuhls, eine zweite Zustandserfassungsvorrich-  
 tung (102) zum Erfassen des Zustands der flexiblen Röhren  
 der Antriebseinrichtung für das medizinische Gerät, eine  
 dritte Zustandserfassungsvorrichtung (SW4) zum Erfassen des  
 Zustands der Fahrbefehlseinrichtung und eine zweite elek-  
 15 tronische Steuereinrichtung (75) zum Speisen des Elektro-  
 motors entsprechend einer Betätigung der Fahrbefehlsein-  
 richtung und zum Sperren der Speisung des Elektromotors  
 dann, wenn mindestens eine der Zustandserfassungsvorrich-  
 tungen einen gefährlichen Zustand erfaßt.

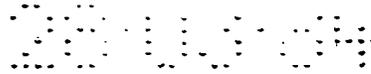
20 13. Einrichtung nach Anspruch 12, dadurch gekennzeich-  
 net, daß die Fahrbefehlseinrichtung (121, 122) einen Fahr-  
 steuerhebel (58) und einen Hebelhaltemechanismus (115) zur  
 Aufnahme des Hebels in abnehmbarer Weise aufweist und daß  
 die dritte Zustandserfassungsvorrichtung (SW4) ein Signal  
 25 entsprechend dem Aufnahme- oder Abnahmestand des Fahr-  
 steuerhebels an dem Hebelhaltemechanismus erzeugt.

14. Einrichtung nach Anspruch 12 oder 13, dadurch ge-  
 kennzeichnet, daß der Rollstuhl mindestens eine bewegbare  
 30 Armlehne (52) und einen Verriegelungsmechanismus (112, 114)  
 zum Verriegeln der Armlehne in einer vorbestimmten Stellung  
 aufweist und daß die erste Zustandserfassungsvorrichtung  
 (SW3) ein Signal entsprechend dem Zustand der Armlehne er-  
 zeugt.

1 15. Einrichtung nach Anspruch 14, dadurch gekennzeich-  
net, daß die Armlehne (52) horizontal um eine Tragsäule  
(55) bewegbar ist und der Verriegelungsmechanismus ein mit  
5 der Tragsäule in Eingriff bringbares Eingriffsteil (112)  
und ein elektromagnetisches Betätigungselement (114) zum  
Verstellen des Eingriffsteils aufweist.

10 16. Einrichtung nach einem der Ansprüche 12 bis 15, da-  
durch gekennzeichnet, daß die Antriebseinrichtung für das  
medizinische Gerät (1R, 1L) einen Röhrenaufwickelmechani-  
smus (78) zum Aufrollen der flexiblen Röhren (57R, 57L; 2a,  
2b) aufweist und daß die zweite Zustandserfassungsvorrich-  
tung (102) ein Signal entsprechend dem Unterbringungs-  
zustand der flexiblen Röhren erzeugt.

15 17. Einrichtung nach Anspruch 16, dadurch gekennzeich-  
net, daß der Röhrenaufwickelmechanismus (78) ein erstes  
feststehendes Teil (58), das mit einer durch sein Mittel-  
teil axial hindurch verlaufenden ersten Bohrung und mit  
20 einer Ausnehmung (58b) in einem Teil seiner Umfangsfläche  
ausgebildet ist, ein zweites feststehendes Teil (86) das  
mit einem ersten und einem zweiten Durchlaß (86a, 86b) ver-  
sehen ist, die an der Ausnehmung des ersten feststehenden  
Teils gegenüberliegenden Stellen ausgebildet sind, und das  
25 an den Außenumfang des ersten feststehenden Teils angepaßt  
ist, ein bewegbares Teil (89), das mit einem an einer der  
ersten Bohrung gegenüberliegenden Stelle ausgebildeten  
dritten Durchlaß (89c) und einem an einer dem zweiten Durch-  
laß gegenüberliegenden Stelle ausgebildeten vierten Durch-  
30 laß (89b) versehen ist und das drehbar in Bezug auf das  
zweite feststehende Teil an den Außenumfang desselben an-  
gesetzt ist, und eine zusammen mit dem bewegbaren Teil dreh-  
bare Röhrentrommel (94) aufweist, wobei die Druckauslässe  
des zweiten und des vierten Solenoidventils (132, 138 bzw.  
35 134, 140) mit der ersten Bohrung und/oder dem ersten Durch-

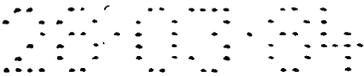


1 laß verbunden sind und die flexiblen Röhren (57R, 57L; 2a, 2b) mit dem dritten und/oder vierten Durchlaß verbunden sind.

5 18. Einrichtung nach Anspruch 17, dadurch gekennzeichnet, daß der Röhrenaufwickelmechanismus (78) einen Elektromotor (M3) für den Drehantrieb der Röhrentrommel (94) und eine Schaltervorrichtung (SW2) zum Befehlen des Speisens dieses Elektromotors aufweist.

10

19. Einrichtung zum Betreiben eines medizinischen Geräts, gekennzeichnet durch einen Rollstuhl, eine an dem Rollstuhl angebrachte Antriebseinrichtung für das medizinische Gerät (1R, 1L) mit einer Oberdruckquelle (71), einem ersten Solenoidventil (131, 137), dessen Einlaß mit dem Auslaß der Oberdruckquelle verbunden ist, einer ersten Druckfühlvorrichtung (PS1, PS2) zum Erfassen des Drucks an dem Auslaß des ersten Solenoidventils, einem zweiten Solenoidventil (132, 138), dessen Einlaß mit dem Auslaß des ersten Solenoidventils verbunden ist und dessen Auslaß über eine flexible Röhre (57R, 57L; 2a, 2b) mit dem medizinischen Gerät verbunden ist, einer Unterdruckquelle (72), einem dritten Solenoidventil (133, 139), dessen Einlaß mit der Unterdruckquelle verbunden ist, eine zweite Druckfühlvorrichtung (PS3, PS4) zum Erfassen des Drucks an dem Auslaß des dritten Solenoidventils, einem vierten Solenoidventil (134, 140), dessen Einlaß mit dem Auslaß des dritten Solenoidventils verbunden ist und dessen Auslaß über eine flexible Röhre mit dem medizinischen Gerät verbunden ist, einer ersten elektronischen Steuereinrichtung (400), die zum Steuern des Öffnens und Schließens des ersten Solenoidventils entsprechend einem Ausgangssignal der ersten Druckfühlvorrichtung, des Öffnens und Schließens des dritten Solenoidventils entsprechend einem Ausgangssignal der zweiten Druckfühlvorrichtung und des Öffnens und Schließens des zweiten bzw. vierten Solenoidventils entsprechend jeweils vorbe-



1 stimmten Zeitsteuerungen ausgebildet ist, und einem Röhren-  
aufwickelmechanismus (78) zum Aufrollen der flexiblen Röh-  
ren, mindestens einen Elektromotor (M1, M2) für den Antrieb  
des Rollstuhls, eine Fahrbefehlseinrichtung (121, 122) zum  
5 Befehlen des Speisens des Elektromotors, eine erste Zustands-  
erfassungsvorrichtung (SW3) zum Erfassen des Zustands min-  
denstens eines bewegbaren Teils des Rollstuhls, eine zweite  
Zustandserfassungsvorrichtung (102) zum Erfassen des Zu-  
stands der flexiblen Röhren der Antriebseinrichtung für das  
10 medizinische Gerät, eine dritte Zustandserfassungsvorrich-  
tung (SW4) zum Erfassen des Zustands der Fahrbefehlsein-  
richtung und eine zweite elektronische Steuereinrichtung  
(75) zum Speisen des Elektromotors entsprechend einem Be-  
dienungsvorgang an der Fahrbefehlseinrichtung und zum Sper-  
15 ren der Speisung des Elektromotors dann, wenn mindestens  
eine der Zustandserfassungsvorrichtungen einen gefährlichen  
Zustand erfaßt.

20 20. Einrichtung zum Betreiben eines medizinischen Geräts,  
gekennzeichnet durch einen Rollstuhl, eine an dem Rollstuhl  
angebrachte Antriebseinrichtung für das medizinische Gerät  
(1R, 1L) mit einer Oberdruckquelle (71), einem ersten Sole-  
noidventil (131, 137), dessen Einlaß mit dem Auslaß der  
Oberdruckquelle verbunden ist, einer ersten Druckfühlvor-  
25 richtung (PS1, PS2) zum Erfassen des Drucks an dem Auslaß  
des ersten Solenoidventils, einem zweiten Solenoidventil  
(132, 138), dessen Einlaß mit dem Auslaß des ersten Sole-  
noidventils verbunden ist und dessen Auslaß über eine fle-  
xible Röhre (57R, 57L; 2a, 2b) mit dem medizinischen Gerät  
30 verbunden ist, einer Unterdruckquelle (72), einem dritten  
Solenoidventil (133, 139), dessen Einlaß mit der Unter-  
druckquelle verbunden ist, einer zweiten Druckfühlvorrich-  
tung (PS3, PS4) zum Erfassen des Drucks an dem Auslaß des  
dritten Solenoidventils, einem vierten Solenoidventil (134,  
35 140), dessen Einlaß mit dem Auslaß des dritten Solenoid-  
ventils verbunden ist und dessen Auslaß über eine flexible



- 1 Röhre mit dem medizinischen Gerät verbunden ist, einem zu dem ersten Solenoidventil parallel geschalteten fünften Solenoidventil (135, 141) und/oder einem zu dem dritten Solenoidventil parallel geschalteten sechsten Solenoidventil (136, 142), und einer ersten elektronischen Steuereinrichtung (400), die zum Steuern des Öffnens und Schließens des ersten Solenoidventils entsprechend einem Ausgangssignal der ersten Druckfühlvorrichtung, des Öffnens und Schließens des dritten Solenoidventils entsprechend einem
- 5 Ausgangssignal der zweiten Druckfühlvorrichtung und des Öffnens und Schließens des zweiten bzw. vierten Solenoidventils unter jeweils vorbestimmten Zeitsteuerungen sowie zum Steuern des fünften und sechsten Solenoidventils unter vorbestimmten Zeitsteuerungen synchron mit dem Betrieb des
- 10 zweiten bzw. vierten Solenoidventils ausgebildet ist, mindestens einen Elektromotor (M1, M2) für den Antrieb des Rollstuhls, eine Fahrbefehlseinrichtung (121, 122) zum Befehlen des Speisens des Elektromotors, eine erste Zustandserfassungsvorrichtung (SW3) zum Erfassen des Zustands mindestens eines bewegbaren Teils des Rollstuhls, eine zweite Zustandserfassungsvorrichtung (102) zum Erfassen des Zustands der flexiblen Röhren der Antriebseinrichtung für das medizinische Gerät, eine dritte Zustandserfassungsvorrichtung (SW4) zum Erfassen des Zustands der Fahrbefehlseinrichtung und eine zweite elektronische Steuereinrichtung (75) zum Speisen des Elektromotors entsprechend einem Bedienungsvorgang an der Fahrbefehlseinrichtung und zum Sperren der Speisung des Elektromotors dann, wenn mindestens
- 20 eine der Zustandserfassungsvorrichtungen einen gefährlichen
- 30 Zustand erfaßt.





Bavariaring 4, Postfach 20 24 03  
8000 München 2  
Tel.: 0 89 - 53 96 53  
Telex: 5-24 845 tipat  
Telecopier: 0 89 - 537377  
cable: Germaniapatent München

28. März 1984  
DE: 3799 /

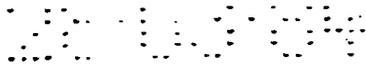
case W-2212

Aisin Seiki Kabushiki Kaisha  
Kariya-city, Japan

Einrichtung zum Betreiben eines medizinischen Geräts

Die Erfindung bezieht sich auf eine Einrichtung zum Betreiben elektrischer Geräte wie beispielsweise eines künstlichen Herzens und insbesondere auf eine Einrichtung zum Betreiben medizinischer Geräte, die von einem darauf fahrenden Patienten unter Eigenantrieb bewegt werden können.

Manche kranke Personen wie insbesondere solche mit einer schweren Krankheit, die beispielsweise ein künstliches Herz bzw. Kunstherz erforderlich macht, können sich gewöhnlich nicht fortbewegen, da sie zum Gehen nicht die ausreichende Kraft haben und ohne eine verhältnismäßig große Antriebsrichtung für das mit dem Körper verbundene Kunstherz nicht überleben können. Wenn das Kunstherz zufriedenstellend arbeitet, sind solche Patienten jedoch in manchen Fällen verhältnismäßig rüstig, so daß solchen Patienten nicht für eine lange Zeitdauer ihre Bewegungsfreiheit genommen werden sollte.



1 Falls eine Kunstherz-Antriebseinrichtung an einem elektrisch  
betriebenen Rollstuhl angebracht werden kann, erlaubt dies  
selbst Patienten mit einem Kunstherzen, sich zu irgendwel-  
chen gewünschten Zeiten fortzubewegen. Die Verwirklichung  
5 hiervon ist jedoch mit verschiedenerlei Gefahren verbunden.  
Falls beispielsweise beim Besteigen des Rollstuhls oder Aus-  
steigen aus diesem sich der Rollstuhl unbeabsichtigt von  
selbst bewegt, nachdem der Patient ausgestiegen oder noch  
nicht eingestiegen ist, besteht für den Patienten eine Ge-  
10 fahr, da er über Röhren oder Schläuche begrenzter Länge mit  
der an dem Rollstuhl angebrachten Antriebseinrichtung für  
das künstliche Herz verbunden ist. Da im Falle des elektrisch  
betriebenen Rollstuhls der Rollstuhl, also die Kunstherz-  
Antriebseinrichtung leicht durch eine einfache Betätigung  
15 eines Hebels oder dergleichen bewegt werden kann, gerät  
der Patient auch häufig dadurch in ernsthafte Gefahr, daß  
sich der Steuerhebel an der Kleidung des Patienten verfängt,  
von ihm mit der Hand berührt wird und so weiter, wenn der  
Patient den Rollstuhl besteigt oder aus diesem aussteigt,  
20 oder daß der Steuerhebel irrtümlich von Personen betätigt  
wird, die mit der Einrichtung nicht vertraut sind.

Wenn ferner eine Kunstherz-Antriebseinrichtung an einem  
elektrisch betriebenen Rollstuhl angebracht wird, werden  
25 Röhren bzw. Schläuche für die Verbindung zwischen der An-  
triebseinrichtung und dem künstlichen Herzen, nämlich dem  
Patienten vorzugsweise länger gewählt, um damit den Bewe-  
gungsbereich des Patienten zu vergrößern. Die längeren  
Röhren lassen jedoch befürchten, daß auf die Röhren getre-  
30 ten wird oder die Röhren unter den Rollstuhl, irgendwelche  
anderen fahrbaren Geräte usw. geraten. Das Auftreten  
oder Daraufrollen auf die für den Antrieb des künstlichen  
Herzens verwendeten Röhren unterbricht die Funktion des  
künstlichen Herzens. Da in manchen Fällen die körperliche  
35 Kraft bzw. Widerstandsfähigkeit solcher Patienten stark  
herabgesetzt ist, besteht für die Patienten ernste Lebens-

0

1

0

6

- 1 gefahr nicht nur bei einer Unterbrechung der Röhren, sondern auch bei einem nur zeitweiligen Aussetzen des künstlichen Herzens.
- 5 Andererseits hat die Kunsterz-Antriebseinrichtung beträchtlich große Abmessungen, da eine Anzahl von Solenoidventilen, Behältern, Druckquellen und anderen Komponenten erforderlich ist, wie sie beispielsweise in der US-Patentanmeldung No: 06/480 181 (vom 28.3.1983) beschrieben sind. Infolgedessen
- 10 ist es schwierig, diese groß bemessene Einrichtung in den freien Raum eines elektrisch betriebenen Rollstuhls kleiner Abmessungen direkt einzubauen.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, solchen Patienten

15 Bewegungsfreiheit zu verschaffen, die die Hilfe medizinischer Geräte wie eines künstlichen Herzens bzw. Kunsterzens benötigen und die mit dieser Hilfe verhältnismäßig kräftig bleiben.

20 Ferner soll mit der Erfindung das medizinische Gerät in einer fahrbaren Einheit wie einem elektrisch betriebenen Rollstuhl angebracht werden und die Sicherheit des Patienten dadurch sichergestellt werden, daß ein fälschliches bzw. unabsichtliches Fahren der fahrbaren Einheit verhindert

25 wird.

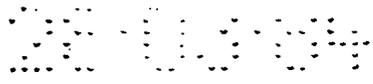
Weiterhin soll der Bewegungsbereich des Patienten in Bezug auf die Antriebseinrichtung für das medizinische Gerät dadurch erweitert werden, daß längere Röhren usw. für die

30 Verbindung zwischen der Antriebseinrichtung und dem Patienten benutzt werden und dabei eine Betriebsunterbrechung des medizinischen Geräts verhindert wird.

Ferner sollen mit der Erfindung die Abmessungen der Antriebseinrichtung für das medizinische Gerät herabgesetzt werden,

35 wobei diese Einrichtung in eine fahrbare Einheit kleiner





1 Abmessungen wie in einen elektrisch betriebenen Rollstuhl  
eingebaut werden soll.

Erfindungsgemäß wird eine Einrichtung zum Betreiben eines  
6 medizinischen Geräts an einer fahrbaren Einheit wie einem  
elektrisch betriebenen Rollstuhl angebracht.

Zur Sicherung des Patienten wird mindestens ein Zustand  
bewegbarer Teile der fahrbaren Einheit und der medizini-  
10 schen Einrichtung erfaßt und entsprechend dem Erfassungs-  
ergebnis die Bewegung der fahrbaren Einheit unterbunden,  
falls der Patient keine Fortbewegung wünscht oder die Mög-  
lichkeit besteht, daß in dem medizinischen Gerät eine Un-  
regelmäßigkeit auftritt. Dies wird bei einer vorzugsweise  
15 gewählten Ausführungsform der Erfindung folgendermaßen be-  
werkstelligt: Als erstes wird ein Steuerhebel zum Steuern  
des Betriebs der fahrbaren Einheit abnehmbar gestaltet,  
wobei die Bewegung der fahrbaren Einheit unterbunden wird,  
wenn der Hebel abgenommen ist. Der Hebel kann auf einfache  
20 Weise betätigt werden, stellt aber wegen seiner scharf vor-  
springenden Form eine Gefahr für den Patienten dar, wenn  
dieser die Einheit bzw. den Rollstuhl besteigt oder aus  
diesem aussteigt. Da andererseits der Hebel abnehmbar ge-  
staltet ist, tritt kein vorspringender Hebel in Erschei-  
25 nung, wenn der Hebel bei dem Besteigen oder Aussteigen vom  
Patienten selbst oder von einer Hilfsperson abgenommen  
wird; dadurch wird eine Gefährdung des Patienten durch das  
falsche Bewegen der fahrbaren Einheit (mit der medizini-  
schen Einrichtung) während des Besteigens oder Aussteigens  
30 oder nach dem Aussteigen vermieden. Als zweites wird min-  
destens eine Armlehne an der fahrbaren Einheit derart be-  
wegbar angebracht, daß sie weggestellt bzw. weggeschwenkt  
werden kann, wobei bei der ausgeschwenkten Stellung der  
Armlehne die Bewegung der fahrbaren Einheit unterbunden  
35 wird. Eine Armlehne stellt für den Patienten eine größere  
Bequemlichkeit dar, bildet aber dagegen für den Patienten



- 1 mit hoher Wahrscheinlichkeit eine Behinderung oder Gefahr  
beim Besteigen oder Aussteigen. Diese Behinderung oder Ge-  
fahr kann dadurch ausgeschaltet werden, daß die Armlehne  
wegschwenkbar gestaltet wird. Durch das Unterbinden der Be-  
5 wegung der fahrbaren Einheit bei dem Zustand, bei dem die  
Armlehne in ihrer weggeschwenkten Stellung steht, nämlich  
während des Besteigens oder Aussteigens und nach dem Aus-  
steigen, wird eine unbeabsichtigte Bewegung der fahrbaren  
Einheit ohne Wollen des Patienten vermieden. Als drittes  
10 wird der Zustand von Röhren oder dergleichen erfaßt, die  
für die Verbindung zwischen dem künstlichen Herzen oder  
dergleichen und der Einrichtung für den Antrieb desselben  
verwendet werden, und es wird die Bewegung der fahrbaren  
Einheit unterbunden, wenn die Röhren oder dergleichen zu  
15 lang ausgezogen sind.

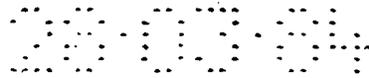
Zur Erweiterung des Bewegungsbereiches des Patienten ist  
eine Aufwickelvorrichtung für das Aufwickeln der Röhren  
oder dergleichen vorgesehen, die für die Verbindung zwischen  
20 dem künstlichen Herzen oder dergleichen und der Einrichtung  
für den Antrieb desselben benutzt werden. Dies läßt es zu,  
selbst lange Röhren während des Besteigens so unterzubrin-  
gen, daß keine Gefahr des Flachdrückens besteht bzw. nicht  
mehr als ein erforderlicher Teil nach außen ragt, während  
25 die Röhren bei dem Aussteigen lang herausgezogen werden  
können. Damit ist es möglich, die Bewegungsfreiheit des Pa-  
tienten zu steigern und zugleich die Sicherheit des medizi-  
nischen Geräts zu gewährleisten.

- 30 Bei der Einrichtung wie der Antriebseinrichtung für das  
künstliche Herz, bei der das Erzeugen eines vorbestimmten  
Drucks erforderlich ist, wird der Druck vorzugsweise mit  
einem Behälter, nämlich einem Sammler zum Aufrechterhalten  
eines gleichmäßigen Drucks selbst unter Belastung geliefert.  
35 Insbesondere bei der Verwendung für ein künstliches Herz  
oder dergleichen, bei der Druckänderungen mit impulsartigen

1 steilen Anstieg bzw. Abfall erforderlich sind, wird herkömm-  
licher Weise in der Antriebseinrichtung ein groß bemessener  
Behälter verwendet, um einen Druckabfall zu verhindern. Da  
jedoch dieser Behälter große Abmessungen hat, kann die her-  
5 kömmliche Antriebseinrichtung mit dem Behälter in der Praxis  
nicht direkt in dem begrenzten Raum des Rollstuhls ange-  
bracht werden. Wenn andererseits der Behälter einfach weg-  
gelassen wird, müssen die Abmessungen eines Solenoidventils  
zur Regelung des Drucks vergrößert werden, um das Weglassen  
10 des Behälters auszugleichen; daraus ergibt sich, daß die  
Abmessungen der Einrichtung insgesamt unverändert bleiben.  
Erfindungsgemäß wird daher parallel zu dem herkömmlichen So-  
lenoidventil für die Druckregelung ein weiteres Solenoid-  
ventil hinzugefügt, dessen Öffnen und Schließen synchron  
15 mit einer Betriebszeitsteuerung des medizinischen Geräts  
wie des künstlichen Herzens gesteuert wird, um dadurch ei-  
nen zeitweiligen Abfall des Drucks auszugleichen. Dies er-  
übrigt einen Behälter und läßt eine Druckregelung mit ei-  
nem klein bemessenen Solenoidventil zu, wodurch die Abmes-  
20 sungen der Antriebseinrichtung verringert werden. Im Falle  
einer Antriebseinrichtung für ein künstliches Herz kann  
eine ausreichende Wirkung dadurch erzielt werden, daß zu-  
sätzliche Solenoidventile für den Druckausgleich nicht in  
einem Unterdrucksystem, sondern nur in einem Überdrucksystem  
25 vorgesehen werden.

Die Erfindung wird nachstehend anhand von Ausführungsbei-  
spielen unter Bezugnahme auf die Zeichnung näher erläutert.

30 Fig. 1 ist eine perspektivische Ansicht, die die äußere  
Gestaltung eines Ausführungsbeispiels der erfin-  
dungsgemäßen Einrichtung zum Betreiben eines medi-  
zinischen Geräts zeigt.



- 1 Fig. 2a, 2b und 2c sind eine Draufsicht, eine Seitenansicht bzw. eine Vorderansicht der Einrichtung nach Fig. 1.
- 5 Fig. 3a und 3b sind auseinandergezogen dargestellte, schematische perspektivische Ansichten der Einrichtung nach Fig. 1.
- 10 Fig. 4 ist eine Vorderansicht, die die innere Gestaltung der Einrichtung nach Fig. 1 zeigt.
- 15 Fig. 5a, 5b, 5c, 5d und 5e sind eine Ansicht eines Schnitts längs einer Linie Va-Va in Fig. 5d, eine Ansicht eines Schnitts längs einer Linie Vb-Vb in Fig. 5a, eine Ansicht eines Schnitts längs einer Linie Vc-Vc in Fig. 5a, eine Ansicht eines Schnitts längs einer Linie Vd-Vd in Fig. 5a bzw. eine Ansicht eines Schnitts längs einer Linie Ve-Ve in Fig. 5d für die Darstellung eines Röhrenaufwickelmechanismus 78.
- 20 Fig. 6a ist eine Ansicht eines Schnitts längs einer Linie 6a-6a in Fig. 2c.
- 25 Fig. 6b ist eine Ansicht eines Schnitts längs einer Linie 6b-6b in Fig. 6a.
- 30 Fig. 7a ist eine Ansicht eines Schnitts, der die Umgebung eines Fahrsteuerhebels 58 zeigt.
- 35 Fig. 7b ist eine perspektivische Ansicht, die einen von dem in Fig. 7a gezeigten Mechanismus nach unten fortgesetzten Teil zeigt.
- Fig. 8 ist eine perspektivische Ansicht einer Ventileinheit 73 nach Fig. 3b.

- 1 Fig. 9a, 9b, 9c und 9d sind eine Draufsicht, eine rechte  
Seitenansicht, eine linke Seitenansicht bzw. eine  
vergrößerte Längsschnittansicht eines bei dem Aus-  
5 führungsbeispiel verwendeten Solenoidventils.
- Fig.10 ist eine Blockdarstellung, die schematisch den  
Systemaufbau der Einrichtung nach Fig. 1 zeigt.
- 10 Fig.11 ist eine Blockdarstellung eines Kunstherz-Antriebs-  
mechanismus 300 nach Fig. 10.
- Fig.12a und 12b sind Blockschaltbilder einer Kunstherz-  
Steuereinheit 400 nach Fig. 10.
- 15 Fig.12c ist ein Zeitdiagramm, das die Funktionsweise der  
Schaltung nach Fig. 12a veranschaulicht.
- Fig.13 ist ein Blockschaltbild, das den Aufbau von Mikro-  
computern CPU1 und CPU2 zeigt.
- 20 Fig.14 ist ein elektrisches Schaltbild, das die Gestaltung  
eines Bedienungsfelds 600 zeigt.
- Fig.15 ist ein Blockschaltbild einer in Fig. 10 gezeigten  
25 Steuereinheit 75 für Rollstuhl-Antriebsmotoren.
- Fig.16 ist ein Blockschaltbild einer in Fig. 10 gezeigten  
Systemsteuereinheit 200.
- 30 Fig.17a, 17b und 17c sind Ablaufdiagramme, die eine Be-  
triebsablauf-Obersicht für eine Mikrocomputerein-  
heit CPU3 zeigen.
- 35 Fig.17d ist ein Zeitdiagramm, das Betriebsvorgänge der  
Steuereinheit 75 für die Rollstuhl-Antriebsmotoren  
zeigt.





- 1 Fig. 18a und 18b sind Ablaufdiagramme, die eine Betriebsablauf-Obersicht für die Mikrocomputereinheit CPU1 zeigen.
- 5 Fig. 19a und 19b sind Ablaufdiagramme, die eine Betriebsablauf-Obersicht für die Mikrocomputereinheit CPU2 zeigen.
- 10 Fig. 20 ist ein Ablaufdiagramm, das eine Betriebsablauf-Obersicht für eine Mikrocomputereinheit CPU4 zeigt.

Die Fig. 1 ist eine perspektivische Ansicht eines elektrisch betriebenen Rollstuhls, der mit einer Kunstherz-Antriebseinrichtung ausgestattet ist, während die Fig. 2a, 2b und 2c jeweils eine Draufsicht, eine Seitenansicht und eine Vorderansicht des Rollstuhls nach Fig. 1 sind. Bei der Beschreibung wird zuerst auf die Fig. 1, 2a, 2b und 2c Bezug genommen. Der elektrisch betriebene Rollstuhl ist mit vier Rädern versehen, nämlich mit Vorderrädern 51a, die verhältnismäßig klein sind und als Schwenkrollen gestaltet sind, und mit Hinterrädern 51b, die verhältnismäßig groß sind und besonders durch voneinander unabhängige Motoren über (nicht gezeigte) Untersetzungsgetriebemechanismen angetrieben werden. An der linken und rechten Seite sind jeweils Armlehnen 52L bzw. 52R angebracht. Mit 53 ist eine Fußstütze bezeichnet, während mit 54 eine Rückenlehne bezeichnet ist.

Mit 56 ist nahe dem Fuß einer Tragsäule 55 für die linke Armlehne 52L eine Abdeckung für eine Öffnung für die Aufnahme von Röhren zum Betreiben des künstlichen Herzens bezeichnet. Wenn der Patient in dem Rollstuhl sitzt, ragen aus der Abdeckung 56 Röhren 57L und 57R für den Antrieb des künstlichen Herzens heraus. An dem Vorderrand einer jeden dieser Röhren für den Antrieb ist ein Verbindungselement 58 angeschlossen, über das das künstliche Herz mit der

0  
1  
0  
5

1 Antriebseinrichtung hierfür verbunden wird. Mit TV ist ein  
klein bemessener Überwachungsbildschirm an dem vorderen En-  
de der Oberfläche der linken Armlehne 52L bezeichnet. Mit  
58 ist ein aus dem vorderen Ende der Oberfläche der rech-  
5 ten Armlehne 52R vorstehender Steuerhebel für das Fahren  
des Rollstuhls bezeichnet. Gemäß der nachfolgenden Beschrei-  
bung ist dieser Steuerhebel 58 abnehmbar, so daß bei seiner  
Abnahme aus der Oberfläche der Armlehne 52R kein großer  
Hebel vorsteht, wie es in Fig. 1 gezeigt ist.

10

Ferner sind gemäß der nachfolgenden Beschreibung die Arm-  
lehnen 52L und 52R um die Tragsäulen 55 jeweils um  $90^\circ$  hori-  
zontal schwenkbar (nämlich entgegen dem Uhrzeigersinn bei  
der Armlehne 52L und im Uhrzeigersinn bei der Armlehne 52R).

15

Schalter SW1L und SW1R, die jeweils an den Unterseiten der  
Armlehnen 52L bzw. 52R angebracht sind, dienen zum Befeh-  
len des Entriegelns der Armlehnen. Mit 59 ist eine Alarm-  
anzeige der Antriebseinrichtung für das künstliche Herz be-  
zeichnet, während mit 60 eine Alarmanzeige für den elektrisch

20

betriebenen Rollstuhl bezeichnet ist. Jede dieser Alarman-  
zeigen enthält zwei Leuchtdioden, von denen eine in grüner  
Farbe den Normalzustand anzeigt, während die andere in ro-  
ter Farbe das Auftreten irgendeiner Anormalität anzeigt.

25

Mit SW2 ist ein Aufwickelbefehl-Schalter für einen motorbe-  
triebenen Röhrenaufwickelmechanismus bezeichnet; wenn die-  
ser Schalter betätigt wird, werden die Röhren 57L und 57R  
für den Betrieb des künstlichen Herzens in dem Inneren des  
Rollstuhls aufgerollt. Mit 61 ist ein Schlüsselschalter für

30

den elektrischen Anschluß eines Bedienungsfelds  
für das Einstellen und Befehlen von verschiedenen Steuer-  
parametern der Antriebseinrichtung für das künstliche Herz  
bezeichnet, und mit 63 ist ein Anschlußelement für den

35

elektrischen Anschluß eines externen Überwachungsbildschirms  
bezeichnet, der dem Überwachungsbildschirm TV auf der Arm-  
lehne gleichartig ist. Mit 64 ist ein Alarmsummer bezeichnet.

1 der beim Auftreten einer Anormalität einen Alarm abgibt.

Die Fig. 3a und 3b sind jeweils auseinandergezogen darge-  
stellte perspektivische Ansichten des Rollstuhls nach Fig.  
5 1. In diesen Figuren sind kleinere Teile weggelassen. Die  
Fig. 3a zeigt hauptsächlich das Gehäuse des Rollstuhls,  
während die Fig. 3b ein Chassis des Rollstuhls und Haupt-  
komponenten der Antriebseinrichtung für das künstliche Herz  
zeigt. Diese Hauptkomponenten der Antriebseinrichtung für  
10 das künstliche Herz und der elektrisch betriebene Rollstuhl  
werden nun anhand der Fig. 3a und 3b beschrieben.

Mit 71 ist ein Kompressor bezeichnet, mit 72 ist eine Un-  
terdruckpumpe bezeichnet, mit 73 ist eine Ventileinheit  
15 bezeichnet, mit 74 ist ein Schalldämpfer bezeichnet, mit  
75 ist eine Steuereinheit für die Antriebsmotoren des Roll-  
stuhls bezeichnet, mit 76a und 76b sind Batterien der An-  
triebseinrichtung für das künstliche Herz bezeichnet und  
mit 77a und 77b sind Batterien für den Antrieb des Roll-  
20 stuhls bezeichnet. Mit M1 und M2 sind Motoren für den An-  
trieb des rechten bzw. des linken Hinterrads bezeichnet.  
Diese Motoren sind Gleichstrommotoren. Mit 78 ist eine  
Aufwickelvorrichtung mit einer Trommel zum Aufrollen der  
Röhren für den Antrieb des künstlichen Herzens bezeichnet.

25 Die Fig. 4 zeigt einen Schnitt des mit der Antriebseinrich-  
tung für das künstliche Herz ausgestatteten Rollstuhls.  
Gemäß Fig. 4 sind der Kompressor 71 und die Unterdruckpumpe  
72 in einem Lärmschutzgehäuse angeordnet und stehen mit  
30 der Umgebungsluft über den Schalldämpfer 74 in Verbindung.  
Beide Seitenteile und ein Oberteil des Gehäuses, das den  
Kompressor 71 und die Unterdruckpumpe 72 einschließt, sind  
aus Gummi hergestellt. Da durch die von dem Kompressor 71  
und der Unterdruckpumpe 72 bzw. Saugpumpe erzeugte Wärme  
35 die Temperatur im Inneren des Gehäuses ansteigt, liegt der

1 Strömungseinlaß des Kompressors 71 bei diesem Ausführungs-  
beispiel gegenüber dem Innenraum so frei, daß die aus einer  
Öffnung 74a des Schalldämpfers 74 zugeführte Luft niedriger  
5 Temperatur in dem Innenraum zirkulieren kann. Die Unter-  
druckpumpe 72 ist mit dem Schalldämpfer 74 über ein (nicht  
gezeigtes) Rohr verbunden. Die Auslässe des Kompressors 71  
und der Unterdruckpumpe 72 sind über Rohre 79 bzw. 80 mit  
der Ventileinheit 73 verbunden. Mit 81 und 82 sind Druck-  
10 auslässe für die Kunstherz-Antriebseinrichtungen zweier  
Systeme bezeichnet. Bei diesem Ausführungsbeispiel sind alle  
elektrische Steuereinrichtungen mit Ausnahme der Steuerein-  
heit 75 für die Rollstuhl-Antriebsmotoren im Inneren (an  
der Rückseite) der Rückenlehne 54 angebracht.

15 Die Konstruktion in der Umgebung der Trommel bzw. Aufwickel-  
vorrichtung 78 ist in den Fig. 5a, 5b, 5c, 5d und 5e ge-  
zeigt. Nach Fig. 5d sind an Öffnungen 83 und 84 Rohre ange-  
geschlossen, die jeweils zu den Auslässen 81 und 82 der An-  
triebseinrichtung für das künstliche Herz führen. Ein er-  
20stes Teil 85 hat zylindrische Form und ist mit einer axial  
hindurchtretenden Bohrung 85a und mit einer Ausnehmung 85b  
an seiner Umfangsfläche ausgestaltet. Ein zweites Teil 86  
hat zylindrische Form mit Ausnahme des Teils nahe der Öff-  
nung und ist derart auf den Außenumfang des ersten Teils  
25 85 aufgesetzt, daß der Ausnehmung 85b Durchlässe 86a und  
86b gegenüberstehen, von welchen der letztere mit der Öff-  
nung 84 in Verbindung steht. Ein drittes Teil 89 ist über  
Lager 87 und 88 drehbar auf den Außenumfang des zweiten  
Teils 86 aufgesetzt. Das dritte Teil 89 ist mit einer den  
30 Umfang des zweiten Teils 86 an einer der Ausnehmung 85b  
des ersten Teils und dem Durchlaß 86a des zweiten Teils  
gegenüberliegenden Stelle umgebenden Nut 89a und mit einer  
Bohrung 89b ausgestaltet, die mit der Nut 89a in Verbindung  
steht. Das dritte Teil 89 ist auch mit einer Bohrung 89c  
35 versehen, die mit der Bohrung 85a des ersten Teils in Ver-  
bindung steht.

1 An das dritte Teil 89 ist eine Röhrenhaspel bzw. Röhren-  
trommel 94 angeschlossen. Die Röhren 57R und 57L für den  
Antrieb des künstlichen Herzens sind jeweils mit einem En-  
5 de an die als Auslässe dienenden Bohrungen 89b bzw. 89c  
des dritten Teils angeschlossen und erstrecken sich von  
diesen Anschlüssen nach außen, wobei sie längs der Umfangs-  
fläche der Röhrentrommel 94 aufgewickelt werden. Mit 90,  
91, 92 und 93 sind Dichtungsringe bezeichnet.

10 In der Fig. 5e ist mit M3 ein Motor zum Aufwickeln der Röh-  
ren bezeichnet, der bei diesem Ausführungsbeispiel durch  
einen Schrittmotor gebildet ist. Der Motor M3 ist an einem  
plattenförmigen Halteteil bzw. einer Halteplatte 95 befe-  
stigt und an seiner Antriebswelle mit einer Trommelantriebs-  
15 rolle 96 versehen. Die Halteplatte 95 ist an einem Ende  
drehbar an einem Drehpunkt P gelagert und an dem anderen  
Ende durch einen Tauchkolben 97a eines elektromagnetischen  
Stellglieds 97 gehalten.

20 Die Halteplatte 95 wird normalerweise durch die Kraft einer  
Druckschraubenfeder 97b angehoben, wird aber bei der Erre-  
gung des Solenoids des elektromagnetischen Stellglieds 97  
durch dieses nach unten gestoßen, wodurch die Trommelan-  
triebsrolle 96 gegen eine Umfangsfläche 94a der Röhrentrom-  
25 mel 94 gedrückt wird.

Die Beschreibung erfolgt nun anhand der Fig. 5a, 5b und 5c.  
An der Außenseite der Röhrentrommel 94 sind längs deren  
Umfangsfläche acht drehbare Teflon-Rollen so angeordnet,  
30 daß das Heruntergleiten der Röhren 57R und 57L von der  
Röhrentrommel 94 verhindert wird. Das Paar von der Röhren-  
trommel 94 weg geführter Röhren 57R und 57L läuft durch  
eine Röhrenführung, die durch drei Teile aus drehbaren  
Teflon-Rollen 99a und 99b, 100a und 100b sowie 101a und  
35 101b gebildet ist, welche jeweils an dem mittleren Bereich



1 ausgenommen sind, damit sich die Röhren nicht verflechten  
oder im Gehäuse verfangen.

5 Bei diesem Ausführungsbeispiel werden die Röhren für den  
Antrieb des künstlichen Herzens so geführt, daß diese  
Rollenpaare in einer schräg verlaufenden Kurve angeordnet  
sind und die Abmessungen der Rollen entsprechend ihrem Ab-  
stand von der Trommel zunehmen. Nahe dem Durchlaß für die  
10 Röhren 57L und 57R ist ein Näherungsschalter bzw. Sensor  
102 zur Erfassung von Magnetismus angebracht, während die  
Röhre 57L an demjenigen Teil, der dem Näherungsschalter 102  
gegenüberliegt, wenn die Röhre vollständig aufgewickelt  
ist, mit einem Eisenteil 103 versehen ist.

15 Die Fig. 6b zeigt den Stützaufbau für die Armlehnen-Trag-  
säule 55 usw. bei der Ansicht von einer Linie VIa-VIa in  
Fig. 2c, während die Fig. 6b einen Schnitt in der Ansicht  
von der Linie VIb-VIb in Fig. 6a zeigt. Gemäß den Fig. 6a  
und 6b hat die Tragsäule 55 zylindrische Form und ist an  
20 ihrem unteren Teil mit einem halbkreisförmigen Flansch 55a  
versehen. Die Drehung der Tragsäule 55 in einer Richtung  
wird dadurch begrenzt, daß ein Ende des Flansches 55a gegen  
einen vorspringenden Teil 110 an dem Gehäuse stößt, während  
die Drehung in der anderen Richtung durch einen vorsprin-  
25 genden Teil 111 an dem Gehäuse oder durch einen vorsprin-  
genden Teil 112a eines Arms 112 begrenzt ist.

Der Arm 112 ist an einem Ende drehbar durch einen Stift 113  
gelagert und an dem anderen Ende durch ein elektromagneti-  
30 sches Stellglied 114 gehalten. Normalerweise wird der Arm  
112 durch eine Feder 114a zu der Tragsäule 55 hin gedrückt,  
so daß bei diesem in Fig. 6a gezeigten Zustand der Flansch  
55a durch den vorspringenden Teil 110 des Gehäuses und den  
vorspringenden Teil 112a des Arms verriegelt wird.

35

1 Wenn das Solenoid des elektromagnetischen Stellglieds 114  
erregt wird, wird ein Tauchkolben 114b eingezogen, wodurch  
der Arm 112 im Uhrzeigersinn schwenkt, so daß der vorsprin-  
5 gende Teil 112a von dem Flansch 55a gelöst wird. Infolge-  
dessen wird die Tragsäule 55 aus ihrem Verriegelungszustand  
freigegeben. Bei diesem Zustand ist die Bewegung des Flanschs  
55a durch die vorspringenden Teile 110 und 111 des Gehäuses  
begrenzt, so daß die Tragsäule, nämlich die Armllehne 52L  
10 um einen Schwenkwinkel im Bereich bis zu 90 Grad drehbar  
wird.

Ferner ist nahe einem Ende des Arms 112 ein Mikroschalter  
SW3L für die Erfassung einer Stellung des Arms 112 ange-  
15 bracht (während an der anderen Armllehne ein weiterer Mikro-  
schalter SW3R angebracht ist). Bei dem in Fig. 6a gezeigten  
Verriegelungszustand der Armllehne ist der Schalter einge-  
schaltet, während er bei dem Entriegelungszustand der Arm-  
lehne ausgeschaltet ist. Die für die Verbindung der Schal-  
20 ter und anderer Einrichtungen an der Armllehne mit dem Ein-  
richtungshauptteil verwendeten Leitungen werden durch eine  
Innenbohrung der Tragsäule 55 geführt.

In der Fig. 7a ist die Umgebung des Fahrsteuerhebels 58 ge-  
25 zeigt. Ein unteres Ende 58a des Steuerhebels hat einen ver-  
ringerten Durchmesser und wird in die Ausnehmung einer un-  
teren Haltefassung 115 eingesetzt. Der Steuerhebel 58 ist  
mit einer durch seine Mitte mit Ausnahme eines Teils an dem  
Ende 58a hindurchtretenden Bohrung ausgebildet, in die eine  
30 Stange 116 eingesetzt ist. An der unteren Seite eines auf-  
geweiteten Teils der Stange 116 an deren unterem Ende ist  
eine Druckfeder 117 angeordnet, während an der oberen Seite  
des aufgeweiteten Teils kleine Kugeln 118a und 118b an-  
geordnet sind. An den kleinen Kugeln 118a und 118b  
35 benachbarten Stellen ist das Ende 58a des Steuerhebels mit  
Öffnungen versehen, deren Durchmesser geringfügig kleiner

1 als derjenige der kleinen Kugelchen 118a und 118b ist.

Bei dem in Fig. 7a gezeigten Zustand wird daher die Stange  
116 durch die Kraft der Feder 117 hochgeschoben, wodurch  
5 die kleinen Kugelchen 118a und 118b gleichfalls hochge-  
schoben werden und über die genannten Öffnungen geringfü-  
gig zur Außenseite des Steuerhebels 58 herausragen. Hier-  
bei wird der die Kugelchen enthaltende Außendurchmesser  
des Endes 58a des Steuerhebels so gewählt, daß er größer  
10 als der Innendurchmesser der oberen Ausnehmung der Halte-  
fassung 115 ist. Auf diese Weise wird der Steuerhebel 58  
in dieser Stellung verriegelt und kann auch mit einer nach  
oben gerichteten Kraft nicht herausgezogen werden.

15 Wenn andererseits an dem Steuerhebel 58 eine die Stange 116  
nach unten schiebende Kraft ausgeübt wird, wird die die  
kleinen Kugelchen 118a und 118b nach außen schiebende Kraft  
aufgehoben, so daß die Kugelchen aus den Öffnungen im Ende  
58a des Steuerhebels heraustreten, wodurch der Steuerhebel  
20 entriegelt wird. Infolgedessen kann der Steuerhebel 58  
leicht herausgezogen werden. Die Haltefassung 115 ist mit  
einem Mikroschalter SW4 für das Erfassen des Vorhandenseins  
des Steuerhebels 58 versehen. Der Kontakt des Schalters SW4  
wird eingeschaltet, wenn gemäß der Darstellung in Fig. 7a  
25 der Steuerhebel 58 eingesetzt ist, und ausgeschaltet, wenn  
der Steuerhebel herausgezogen ist.

Die Haltefassung 115 ist an einem unteren kugelförmigen Teil  
115a derselben so gelagert, daß sie um den Teil 115a herum  
30 frei drehbar ist. Aus dem kugelförmigen Teil erstreckt sich  
nach unten ein langer Stab 115b, dessen unteres Ende gemäß  
der Darstellung in Fig. 7b gestaltet ist.

Nach Fig. 7b sind zwei halbkreisförmige dünne Platten 119  
35 und 120 unter rechtem Winkel übereinandergesetzt. In den



1 Platten 119 und 120 sind jeweils durchgehende langgestreckte  
Schlitze 119a bzw. 120a ausgebildet, während in den Über-  
kreuzungsteil zwischen den beiden Schlitzen 119a und 120a  
5 der Stab 115b eingeführt ist. Die Platten 119 und 120 sind  
an ihren beiden Enden drehbar gelagert. Die Platte 119 ist  
an einem Ende an die Drehwelle eines veränderbaren Wider-  
stands 121 angeschlossen, während die Platte 120 an einem  
10 Ende an die Drehwelle eines veränderbaren Widerstands 122  
angeschlossen ist.

Die äußere Gestaltung der Ventileinheit 43 ist in der Fig.  
8 gezeigt. Gemäß der Darstellung in Fig. 8 weist die Ven-  
tileinheit 73 eine Anzahl von Solenoidventilen und Druck-  
15 fühlern auf. Im Inneren eines kastenähnlichen Gehäuses  
sind verschiedenerlei Bohrungen zur Strömungsverbindung  
von Durchlässen ausgebildet, wodurch die Erfordernis von  
Rohren entfällt, welche zum Verbinden der Durchlässe für  
die einzelnen Solenoidventile verwendet werden. Bei diesem  
20 Ausführungsbeispiel werden zwölf Solenoidventile gleichen  
Aufbaus verwendet. Obzwar dies in der Fig. 8 nicht darge-  
stellt ist, werden vier Druckfühler verwendet. Mit 73a ist  
ein Unterdruckeinlaß bezeichnet, mit 73b ist ein Überdruck-  
einlaß bezeichnet und mit 81 und 82 sind die Druckauslässe  
25 für die unabhängigen Systeme bezeichnet. Die an diese Aus-  
lässe angeschlossenen Rohre sind ihrerseits mit den Öffnun-  
gen 83 und 84 des Röhrenaufwickelmechanismus verbunden.

Ferner ist die Ventileinheit 73 an dem nicht dargestellten  
Teil mit weiteren Auslässen für die Druckabgabe aus den  
30 gleichen Systemen wie denjenigen für die Auslässe 81 und  
82 versehen. Die an diese weiteren Auslässe angeschlossenen  
Rohre sind ihrerseits unter Umgehung des Röhrenaufwickel-  
mechanismus direkt mit einem in Fig. 2c gezeigten Luftrohr-  
anschluß 123 für Notfälle verbunden. Dieser Anschluß wird  
35 dann benutzt, wenn irgendeine Anomalie an den Röhren 57L

1 und 57R für den Antrieb des künstlichen Herzens auftritt, wobei der Auslaß für diesen Anschluß normalerweise geschlossen ist.

5 Die Fig. 9a, 9b, 9c und 9d zeigen eine Draufsicht, eine rechte Seitenansicht, eine linke Seitenansicht und eine vergrößerte Längsschnittansicht eines jeweiligen, in Fig. 8 gezeigten Solenoidventils (elektromagnetischen Steuer-

10 ventils). Gemäß den Fig. 9a, 9b, 9c und 9d hat das Solenoidventil ein Ventilgehäuse 11, in dem ein erster Durchlaß 12 und ein zweiter Durchlaß 13 ausgebildet sind. Der Innenraum des Gehäuses 11 ist durch einen Ventilsitz 14 in eine erste Innenkammer 15 in Verbindung mit dem ersten Durchlaß 12 und eine zweite Innenkammer 16 in Verbindung

15 mit dem zweiten Durchlaß 13 aufgeteilt. An dem Ventilgehäuse 11 ist über ein Dichtungsmaterial 17 ein Spulengehäuse 18 aus magnetischem Material befestigt.

20 In das Spulengehäuse 18 ein Spulenkörper 20 eingesetzt, um den eine Wicklung 19 gewickelt ist und der von einem Paar Sockel 21 und 22 aus magnetischem Material getragen ist. An dem Sockel 21 ist ein feststehender Kern 23 aus magnetischem Material befestigt. Der Kern 23 hat einen mittigen Hohlraum, durch den hindurch sich eine Führungsstange 24

25 aus nichtmagnetischem Material erstreckt. An der Führungsstange 24 ist ein bewegbarer Kern 25 aus magnetischem Material befestigt. Ein Ende der Führungsstange 24 wird durch eine Schraubenfeder 26 nach links gedrückt. Das andere Ende der Führungsstange 24 tritt durch ein Lager 27 und einen

30 Balgen bzw. eine Manschette 28 hindurch, während an seinem äußersten Endteil ein Ventilkörper 29 befestigt ist. Der Innenraum des Balgens 28 steht über kleine Öffnungen 30 und 37 mit der ersten Innenkammer 15 (bei dem dargestellten Zustand) oder mit der zweiten Innenkammer 16 (bei der Verstellung der Führungsstange 24 nach rechts) in Verbindung.

35

1 Wenn die Wicklung 19 erregt wird, bewirkt dies einen Mag-  
netfluß auf dem Kreis Kern 23—Kern 25 — Sockel 22 — Ge-  
häuse 18— Sockel 21 — Kern 23, so daß an dem Kern 25 eine  
5 Kraft wirkt, die den Kern 25 zu dem Kern 23 zieht; dadurch  
wird die Führungsstange 24 nach rechts bis zu einer Stelle  
bewegt, an der diese Anziehungskraft durch die Abstoßkraft  
der Schraubenfeder 26 ausgeglichen wird. Infolgedessen wird  
der Ventilkörper 29 von dem Ventilsitz 14 um eine Strecke  
10 entfernt, die der Anziehungskraft entspricht. Eine Stirn-  
fläche 23a des Kerns 23 hat W-artige Form, während eine  
Stirnfläche 25a des Kerns 25 eine zur Aufnahme des mittleren  
Vorsprungs der gegenüberliegenden Stirnfläche 23a vertiefte  
Form hat. Ferner sind innere Seitenflächen 23b der beiden  
15 Randvorsprünge bei der W-artigen Form verjüngt. Durch diese  
verjüngten bzw. konischen Formen wird das Verhältnis eines  
Erregungswerts zu einer Bewegungsstrecke der Führungsstange  
24 (nämlich einem Spalt zwischen den Stirnflächen 23a und  
25a) so gestaltet, daß in einem weiteren Bereich ein pro-  
20 portionaler Zusammenhang besteht. Ferner hat das Solenoid-  
ventil dieser Art ein gutes Ansprechvermögen hinsichtlich  
seines bewegbaren Teils, was eine schnelle Steuerung des  
Öffnens und Schließens erlaubt.

25 Die Fig. 10 ist eine schematische Funktionsdarstellung der  
ganzen Einrichtung nach Fig. 1. In der Fig. 10 sind mit  
1R und 1L künstliche Herzen bezeichnet. Wenn an diese künst-  
liche Herzen 1R und 1L abwechselnd Überdruck und Unterdruck  
angelegt wird, wird eine darin angeordnete Membran impuls-  
artig versetzt, um damit Blut in einer bestimmten, durch  
30 die Wirkung von Ventilen festgelegten Richtung zu befördern.  
Zum Anlegen der Drücke an die künstlichen Herzen 1R und 1L  
verwendete Röhren 2a und 2b werden über auf ihre Enden auf-  
gesetzte Verbindungsstücke mit den Röhren 57R bzw. 57L für  
den Antrieb der künstlichen Herzen verbunden.  
35

1 Ein Kunstherz-Antriebsmechanismus 300 für das Zuführen der  
Luft unter vorbestimmtem Druck zu den künstlichen Herzen  
1R und 1L wird elektrisch mittels einer Steuereinheit 400  
für die künstlichen Herzen gesteuert. Eine Anzeigesteuer-  
5 einheit 500 erzeugt ein zusammengesetztes Videosignal für  
die Darstellung von Informationen aus der Steuereinheit 400  
an dem Bildschirm TV. Die Anzeigesteuereinheit 500 kann  
durch eine im Handel erhältliche Einheit gebildet sein,  
welche einen Anzeigesignalspeicher, einen Zeichengenerator  
10 (Festspeicher), integrierte Schaltungen zur Anzeigesteuerung  
usw. enthält. Ein Bedienungsfeld 600 ist ein Schalterfeld  
für das Ändern und Befehlen von verschiedenerelei Ansteue-  
rungsparametern für das künstliche Herz und ist an die  
Steuereinheit 400 anschließbar. Es ist anzumerken, daß in  
-15 einem Festspeicher in der Steuereinheit 400 als Ansteuerungs-  
parameter von vorneherein Optimalwerte eingespeichert wer-  
den und praktisch keine Notwendigkeit besteht, das Schal-  
terfeld zu benutzen.

20 Die Steuereinheit 75 für die Rollstuhl-Antriebsmotoren  
dient zum Steuern der Gleichstrommotoren M1 und M2, die be-  
trieblich mit den Hinterrädern 51b des Rollstuhls verbunden  
sind. Eine Systemsteuereinheit 200 liest Schaltzustände  
von verschiedenerelei Schaltern ein, sendet ein Signal an-  
25 die Kunstherz-Steuereinheit 400 und steuert das Ein- und  
Ausschalten der Steuereinheit 75, des Bildschirms TV usw.

Die Einzelheiten des in Fig. 10 gezeigten Antriebsmechanis-  
mus 300 für die künstlichen Herzen sind in der Fig. 11 ge-  
30 zeigt. Gemäß Fig. 11 stehen der Kompressor 71 und die Un-  
terdruckpumpe 72 mit der Außenluft über den Schalldämpfer  
74 in Verbindung. An die Druckauslässe des Kompressors 71  
und der Unterdruckpumpe 72 ist eine Anzahl von Solenoid-  
ventilen usw. angeschlossen, wobei diese Bauteile in zwei  
35 Systeme aufgeteilt sind. Ein System dient für den Antrieb



1 des rechten künstlichen Herzens 1R, während das andere  
System zum Antrieb des linken künstlichen Herzens 1L dient.

5 Zuerst wird das rechte System beschrieben. Mit 131 ist ein  
Druckregelventil für das Einstellen des an das künstliche  
Herz anzulegenden Oberdrucks bezeichnet, das hinsichtlich  
seines Öffnens und Schließens entsprechend einem Ausgangs-  
signal eines Druckfühlers PS1 gesteuert wird, welcher an  
10 dem Auslaß des Ventils angeordnet ist. Mit 132 ist ein So-  
lenoidventil bezeichnet, das zur Ein- und Ausschaltsteue-  
rung für das Anlegen des durch das Druckregelventil 131 usw.  
bestimmten Oberdrucks an das künstliche Herz 1R dient. Ein  
zu dem Druckregelventil 131 parallel geschaltetes Solenoid-  
ventil 135 dient zum Kompensieren einer Druckverringerung,  
15 die bei dem Anstieg des an das künstliche Herz angelegten  
Drucks auftritt. Gleichmaßen wird mit einem Solenoidven-  
til 133 der Unterdruck eingeregelt, während ein Solenoid-  
ventil 134 die Ein- und Ausschaltsteuerung des an das künst-  
liche Herz angelegten Unterdrucks herbeiführt und ein Sole-  
noidventil 136 eine Druckverringerung kompensiert. Ein  
20 Druckfühler PS3 erfaßt den Unterdruck in diesem System.  
Das linke System ist auf gleichartige Weise gestaltet. D.h.,  
Solenoidventile 137, 138 und 141 sind jeweils ein Druckre-  
gelventil, ein Druck-Einschalt/Ausschaltventil und ein  
25 Druckkompensationsventil für das Oberdrucksystem, während  
Solenoidventile 139, 140 und 142 jeweils ein Druckregel-  
ventil, ein Druck-Einschalt/Ausschaltventil bzw. ein Druck-  
kompensationsventil für das Unterdrucksystem sind. Druck-  
fühler PS2 und PS4 dienen zum Erfassen des Drucks in dem  
30 Oberdrucksystem bzw. dem Unterdrucksystem.

Die Gestaltung der in Fig. 10 gezeigten Steuereinheit für  
die künstlichen Herzen ist in den Fig. 12a und 12b gezeigt.  
Dieser Schaltungsaufbau führt zunächst gemäß Fig. 12a die  
35 Druckeinstellsteuerung bzw. Druckregelung aus. Im einzelnen



1 wird jeweils entsprechend den beiden Signalen aus den Druck-  
fühlern PS1, PS2, PS3 und PS4 und vorgewählten Druckwerten  
das Öffnen und Schließen der Solenoidventile 131, 137, 133  
5 und 139 gesteuert. Dieser Schaltungsaufbau selbst wird  
durch eine Mikrocomputereinheit CPU1 gesteuert.

Analogsignale RPP, LPP, RNP und LNP aus den Druckfühlern  
PS1, PS2, PS3 und PS4 werden über ein Verbindungsteil J5  
10 an einen Analog/Digital-Wandler Z16 angelegt. Der A/D-  
Wandler Z16 ist mit acht Eingangskanälen ausgestattet und  
hat ein Auflösungsvermögen von 12 Bits. Mit EOC ist ein  
Ausgangsanschluß für ein Signal zur Anzeige des Abschlusses  
der Umsetzung bezeichnet, mit STROBE ist ein Eingangs-  
15 schluß für die Eingabe des Befehls zur Umsetzung bezeichnet,  
mit EN1, EN2 und EN3 sind Eingangsanschlüsse zum Steuern  
der Ausgangsfreigabe oder Ausgangssperrung der umgesetzten  
digitalen Daten bezeichnet und mit A1, A2, A4 und A8 sind  
Eingangsanschlüsse zum Bestimmen der Eingangskanäle be-  
20 zeichnet. Der A/D-Wandler Z16 ist über ein Verbindungs-  
teil J4 mit der Mikrocomputereinheit CPU1 verbunden.

Die Solenoide der Druckregelventile 131, 137, 133 und 139  
sind an ein Verbindungsteil J3 angeschlossen. Mit SSR1,  
25 SSR2, SSR3 und SSR5 sind Festkörperrelais für das Ein- und  
Ausschalten der Erregung dieser Solenoide bezeichnet, wo-  
bei diese Relais durch Ausgangssignale der Mikrocomputer-  
einheit CPU1 über eine Pufferstufe Z15 gesteuert werden.  
Ein Teil der Signalleitungen aus dem Bedienungsfeld 600  
ist an ein Verbindungsteil J1 angeschlossen. Die an das  
30 Verbindungsteil J1 angelegten Signale werden ihrerseits  
über einen Puffer BF1 und eine Entprellschaltung CH1 an  
die Eingänge des Mikrocomputers CPU1 angelegt. An einen  
Teil der Eingänge der Mikrocomputereinheit CPU1 werden  
die Signale aus der Systemsteuereinheit 200 angelegt. An  
35 andere Kanäle der Mikrocomputereinheit CPU1 ist die Anzeige-

1 steuereinheit 500 angeschlossen.

Der in Fig. 12b dargestellte Schaltungsaufbau dient zur  
Steuerung der Solenoidventile 132, 138, 134 und 140 für  
5 das Ein- und Ausschalten des Drucks sowie der Solenoid-  
ventile 135, 141, 136 und 142 für die Druckkompensation.  
Dieser gesamte Schaltungsaufbau wird durch eine Mikrocom-  
putereinheit CPU2 gesteuert. Die Erregung der Solenoide  
10 der Solenoidventile 132, 138, 134 und 140 wird jeweils  
durch Festkörperrelais SSR5, SSR6, SSR7 und SSR8 gesteuert,  
welche ihrerseits durch entsprechende Ausgangssignale der  
Mikrocomputereinheit CPU2 gesteuert werden.

15 An die zur Steuerung der Festkörperrelais SSR5, SSR6, SSR7  
und SSR8 verwendeten Ausgänge der Mikrocomputereinheit CPU2  
sind jeweils parallel Treiberschaltungen DV1, DV2, DV3 bzw.  
DV4 angeschlossen. Die Treiberschaltungen DV1 bis DV4 ha-  
ben alle den gleichen Aufbau.

20 Ein Teil der Signalleitungen aus dem Bedienungsfeld 600 ist  
an ein Verbindungsteil J6 angeschlossen. Die an das Ver-  
bindungsteil J6 angelegten Signale werden ihrerseits über  
einen Puffer BF2 und eine Entprellschaltung CH2 an die Ein-  
gänge der Mikrocomputereinheit CPU2 angelegt. Andere Ein-  
25 gänge bzw. Anschlüsse der Mikrocomputereinheit CPU2 sind  
mit der Systemsteuereinheit 200 und der Anzeigesteuer-  
einheit 500 verbunden.

30 Es wird nun die Treiberschaltung DV1 beschrieben. Mit TG  
ist eine Triggerschaltung für das Erfassen des Abfallens  
eines Eingangssignals bezeichnet, während mit TM1 und TM2  
Zeitgeber bezeichnet sind.

35 Die Betriebszeiten usw. der Treiberschaltung DV1 sind in  
der Fig. 12c dargestellt. Gemäß Fig. 12c wird unter einer  
vorbestimmten Periode das Festkörperrelais SSR5 wiederholt





1 ein- und ausgeschaltet und dementsprechend das Solenoid-  
ventil 132 geöffnet und geschlossen. Durch das Abfallen  
des Signals für die Steuerung des Festkörperrelais SSR5  
werden die Zeitgeber TM1 und TM2 getriggert. Durch das  
5 Triggern wird der Ausgangspegel des Zeitgebers TM1 auf  
den Pegel II umgeschaltet und von dieser Umschaltung an für  
eine Dauer T1 auf diesem Pegel II gehalten. Der Zeitgeber  
TM2 wird gleichfalls zum Umschalten auf den Pegel II ge-  
triggert und hält dann für eine Zeitdauer T2 den Pegel  
10 II fest. Die Zeiten T1 und T2 werden so gewählt, daß  $T1 < T2$   
gilt.

Das Festkörperrelais SSR9 zum Steuern des Solenoidventils  
15 135 wird dann eingeschaltet, wenn das Ausgangssignal des  
Zeitgebers TM1 den Pegel I und das Ausgangssignal des Zeit-  
gebers TM2 den Pegel II hat, nämlich nur während einer Zeit  
T3 = T2 - T1. Die Zeit T3 liegt im Zeitraum des Abschaltens  
des Festkörperrelais SSR5, nämlich des Schließens des So-  
lenoidventils 132, so daß der höhere Druck aus dem Kompres-  
20 sor 71 niemals direkt an das künstliche Herz angelegt wird.  
Obzwar der Druck an dem Auslaß des Solenoidventils 131 nach  
dem Öffnen des Solenoidventils 135 etwas höher als der ein-  
gestellte Druck wird, wird der Druck an dem künstlichen  
Herzen niemals höher als der eingestellte Druck, da der  
25 Auslaßdruck des Solenoidventils 131 unmittelbar nach dem  
darauffolgenden Öffnen des Solenoidventils 132 unter den  
vorbestimmten Druck abgesenkt wird. Bei diesem Ausführungs-  
beispiel erfolgt eine Zusammenfassung an den Druckauslässen  
der Druckregelventile 131, 137, 133 und 139. Alternativ  
30 werden die Solenoidventile 135, 141, 136 und 142 unter ei-  
ner vorbestimmten Zeitsteuerung während der Schließdauer  
der Solenoidventile 132, 138, 134 bzw. 140 geöffnet, wo-  
durch an dem künstlichen Herzen die Druckkurvenform mit dem  
scharfen Anstieg gemäß der Darstellung in Fig. 12c auftritt.  
35 Falls die Druckkompensations-Solenoidventile 135, 141, 136



1 und 142 nicht geöffnet werden, wird der Anstieg der Druck-  
kurvenform gemäß der Darstellung durch eine strichpunktier-  
te Linie verzögert. Bei dem dargestellten Ausführungsbei-  
5 spiel sind zwar die Druckkompensations-Solenoidventile so-  
wohl im Überdrucksystem als auch im Unterdrucksystem vor-  
gesehen, jedoch wurde festgestellt, daß in der Praxis ein  
zufriedenstellendes Ergebnis auch dann erzielt werden kann,  
wenn diese Solenoidventile nur in dem Überdrucksystem vor-  
10 gesehen werden.

Die bei diesem Ausführungsbeispiel verwendeten Mikrocompu-  
tereinheiten CPU1 und CPU2 sind Einzelplatinen-Mikrocompu-  
tereinheiten H62SC01 von Hitachi Ltd. Die gesamte Gestal-  
15 tung der Mikrocomputereinheit H62SC01 ist in der Fig. 13  
gezeigt. Gemäß Fig. 13 weist jede Einheit einen Mikropro-  
zessor 6802, Eingabe/Ausgabeeinheiten, Zeitgeber, Schreib/  
Lesespeicher, Festspeicher usw. auf.

20 Die Fig. 14 zeigt den Aufbau des Bedienungsfelds 660. Gemäß  
Fig. 14 dienen Schalter SW1', SW2', SW3', SW4', SW5', SW6',  
SW7' und SW8' zur Abgabe von Befehlen für die Druckeinstel-  
lung, und zwar zum Befehlen des Anhebens des Überdrucks  
links, des Absenkens des Überdrucks links, des Anhebens des  
25 Unterdrucks links, des Absenkens des Unterdrucks links,  
des Anhebens des Überdrucks rechts, des Absenkens des Über-  
drucks rechts, des Anhebens des Unterdrucks rechts bzw. des  
Absenkens des Unterdrucks rechts. Schalter SW9', SW10',  
SW11' und SW12' dienen zum Einstellen des an dem künstlichen  
30 Herzen angewandten Einschaltverhältnisses des Überdrucks  
zu dem Unterdruck, und zwar zum Befehlen der Erhöhung des  
Einschaltverhältnisses links, der Absenkung des Einschalt-  
verhältnisses links, der Erhöhung des Einschaltverhältnis-  
ses rechts bzw. der Absenkung des Einschaltverhältnisses  
rechts. Mit SW13' und SW14' sind Schalter zum Befehlen des  
35 Steigerns bzw. Verringerns des Herztaktes bezeichnet.

1 Die Fig. 15 zeigt Einzelheiten der in Fig. 10 gezeigten  
Steuereinheit 75 für die Rollstuhl-Antriebsmotoren. Gemäß  
Fig. 15 sind die Rollstuhl-Antriebsmotoren M1 und M2 an ge-  
sonderte Treiberschaltungen MD1 bzw. MD2 angeschlossen.  
5 Die Treiberschaltungen MD1 und MD2 sind jeweils eine H-  
bzw. Gegentaktbrücken-Treiberschaltung, bei denen dann,  
wenn eines von auf einer Diagonale liegenden Schaltelemen-  
ten eingeschaltet wird, in einem Anker des Motors Strom in  
einer vorbestimmten Richtung fließt, so daß der Motor in  
10 einer vorbestimmten Richtung dreht.

Parallel zu dem Anker des Motors M1 ist der Kontakt eines  
Relais RL1 geschaltet. Dieser Kontakt ist normalerweise  
geschlossen bzw. ein Ruhekontakt. Daher wird der Kontakt  
15 beim Einschalten des Relais RL1 geöffnet, jedoch beim Aus-  
schalten geschlossen, so daß eine dynamische Bremsung her-  
beigeführt wird. Der Motor M2 weist eine gleichartige Brems-  
schaltung auf.

20 Die beiden Motortreiberschaltungen MD1 und MD2 werden durch  
einen Mikrocomputer CPU3 gesteuert. Die Motortreiberschal-  
tung MD1 ist über eine Pufferschaltung BF3 an Ausgänge O1,  
O2 und O3 des Mikrocomputers CPU3 angeschlossen, während  
die Motortreiberschaltung MD2 über die Pufferschaltung BF3  
25 an Ausgänge O4, O5 und O6 des Mikrocomputers CPU3 ange-  
schlossen ist. Dem Mikrocomputer CPU3 wird eine Versorgungs-  
spannung Vcc aus einer stabilisierten Stromversorgungsschal-  
tung bzw. einem Spannungsregler RPS zugeführt. Der Eingang  
des Spannungsreglers RPS ist über ein Relais RL3 an eine  
30 Batterie mit 24V angeschlossen. Das Relais RL3 wird durch  
die Systemsteuereinheit 200 gesteuert.

Die Schleifer der beiden, mit dem Steuerhebel 58 verbunde-  
nen veränderbaren Widerstände bzw. Potentiometer 121 und  
35 122 sind mit einem ersten bzw. einem zweiten Kanal CH1 bzw.



1 CH2 eines Analog/Digital-Wandlers AD2 verbunden, dessen  
Ausgänge D0 bis D7 mit Eingängen des Mikrocomputers CPU3  
verbunden sind. An die beiden Potentiometer 121 und 122  
5 wird aus dem Spannungsregler RPS eine vorbestimmte konstante  
Spannung angelegt.

Die Fig. 16 zeigt ausführlich den Aufbau der Systemsteuer-  
einheit 200 nach Fig. 10. Gemäß Fig. 16 wird die System-  
steuereinheit 200 durch einen Mikrocomputer CPU4 gesteuert.  
10 Die Eingänge des Mikrocomputers CPU4 sind mit den verschiedenen  
Schaltungen SW1L, SW1R, SW3L, SW3R, SW4 und 102 über  
eine Pufferschaltung BF4 verbunden.

15 Der Aufwickelbefehl-Schalter SW2 ist über die Pufferschal-  
tung BF4 mit einer Schrittmotor-Treiberstufe PMD und einer  
Solenoid-Treiberstufe SD1 verbunden. Die Treiberstufe PMD  
treibt den Aufwickel-Motor M3 an, während die Treiberstufe  
SD1 ein Solenoid SL3 des elektromagnetischen Stellglieds  
20 97 speist. Eine an einen Ausgang des Mikrocomputers CPU4  
angeschlossene Schaltung mit Festkörperrelais SSR13 und  
SSR17 usw. dient zur Ansteuerung des in Fig. 15 gezeigten  
Stromversorgungsrelais RL3. An Ausgänge des Mikrocomputers  
CPU4 angeschlossene Festkörperrelais SSR14 und SSR15 dienen  
25 zum Speisen der Solenoide der elektromagnetischen Stell-  
glieder 114 für das Verriegeln der linken bzw. rechten  
Armlehne.

Mit BZ ist ein Warnsummer bezeichnet. Mit LE1 und LE2 sind  
Leuchtdioden bezeichnet, die eine Alarmanzeige für das  
30 Kunstherzsystem abgeben und die in der in Fig. 2a gezeigten  
Alarmanzeige 59 angebracht sind. Mit LE3 und LE4 sind  
Leuchtdioden bezeichnet, die einen Alarm hinsichtlich des  
Rollstuhlsystems anzeigen und in der Alarmanzeige 60 ange-  
bracht sind. Die Leuchtdioden LE1 und LE3 geben rotes Licht  
35 ab, während die Leuchtdioden LE2 und LE4 grünes Licht abge-  
ben.



1 Ein an einen Ausgang des Mikrocomputers CPU4 angeschlosse-  
nes Festkörperrelais SSR16 dient zur Ein- und Ausschalt-  
steuerung der Stromversorgung des Bildschirms TV. Ein Schal-  
ter SW5 ist ein von Hand betätigbarer Schalter für das Ein-  
5 und Ausschalten des Bildschirms TV. Mit IF1, IF2, IF3 und  
IF4 sind Schnittstellenschaltungen für die Übertragung von  
Signalen zu anderen Schaltungen bezeichnet. Die Schnittstel-  
lenschaltungen IF1 und IF2 sind mit der Mikrocomputereinheit  
CPU1 verbunden, während die Schnittstellenschaltungen IF3  
10 und IF4 mit dem Mikrocomputer CPU3 verbunden sind. Diese  
Schnittstellenschaltungen IF1, IF2, IF3 und IF4 weisen je-  
weils einen Inverter, einen Fotokoppler PCI usw. auf.

15 Die Fig. 17a, 17b und 17c veranschaulichen die gesamte Funk-  
tionsweise des Mikrocomputers CPU3 nach Fig. 15, während  
die Fig. 17d ein Beispiel für die Betriebszeitsteuerung  
zeigt. In der Fig. 17a ist eine Hauptroutine dargestellt,  
in der Fig. 17b ist eine Spannungsabfrage-Unterroutine dar-  
gestellt und in der Fig. 17c ist eine Unterbrechungs-Verar-  
20 beitungsroutine dargestellt.

Es wird nun der gesamte Betriebsablauf beschrieben. Bei  
diesem Ausführungsbeispiel werden zur Verringerung von Lei-  
stungsverlusten die beiden Gleichstrommotoren M1 und M2  
25 einer Schaltsteuerung unterzogen, wobei die Impulsbreite  
der Einschaltimpulse entsprechend den Stellungen der mit  
dem Steuerhebel 58 verbundenen Potentiometer 121 und 122  
moduliert wird, um dadurch eine Motordrehzahl einzustellen.

30 Wenn an den Ausgängen O2 und O5 des Mikrocomputers CPU3 po-  
sitive Impulse anliegen, werden die beiden Motoren M1 und  
M2 in Vorwärtsrichtung angetrieben, während beim Anliegen  
von positiven Impulsen an den Ausgängen O3 und O6 des Mik-  
rocomputers die beiden Motoren M1 und M2 in Rückwärtsrich-  
35 tung angetrieben werden. Bei diesem Ausführungsbeispiel

0

1

0

6

1 bewegt sich der Rollstuhl vorwärts, wenn die beiden Motoren  
M1 und M2 mit der gleichen Drehzahl in Vorwärtsrichtung an-  
getrieben werden, rückwärts, wenn die beiden Motoren mit  
5 der gleichen Drehzahl in Gegenrichtung angetrieben werden,  
und in Kurven bzw. Bögen vorwärts oder rückwärts in den  
von den vorstehend angeführten abweichenden Fällen. Wenn  
die beiden Motoren M1 und M2 nicht angetrieben werden, wer-  
den die Relais RL1 und so weiter abgeschaltet, so daß zum  
10 Erzielen der Bremswirkung die Anker der Motoren M1 und M2  
kurzgeschlossen werden.

Anhand der Fig. 17a, 17b, 17c und 17d wird nun die Funk-  
tion des Mikrocomputers CPU3 in Aufeinanderfolge beschrie-  
ben. Zuerst wird bei dem Einschalten der Stromversorgung,  
15 nämlich beim Einschalten des in Fig. 15 gezeigten Relais  
RL3 von dem Mikrocomputer CPU3 der Pegel an den jeweiligen  
einzelnen Ausgängen eingestellt und der Inhalt des Schreib/  
Lesespeichers (RAM) gelöscht, wonach im voraus in dem Fest-  
speicher (ROM) gespeicherte Anfangsparameter in Register  
20 eingespeichert werden, die den einzelnen Parametern zuge-  
ordnet sind. Bei diesem Anfangszustand werden die Ausgänge  
O1 und O4 des Mikrocomputers CPU3 auf den Pegel L geschal-  
tet, so daß damit die Bremsbetriebsart eingeschaltet wird.  
Ferner wird bei diesem Zustand eine Unterbrechung gesperrt.  
25

Wenn der Mikrocomputer auf eine mögliche Unterbrechung ge-  
schaltet wird, gibt der Zeitgeber für jeweils eine vorbe-  
stimmte Zeitperiode eine Unterbrechungsanforderung ab.  
Falls die Unterbrechung herbeigeführt wird, führt der Mik-  
30 rocomputer CPU3 die in Fig. 17c gezeigte Verarbeitung aus.  
Diese Verarbeitung wird nachfolgend in Einzelheiten be-  
schrieben.

Dann liest der Mikrocomputer CPU3 die Schleiferpotentiale  
35 bzw. Schleiferspannungen der mit dem Fahrsteuerhebel 58



1 verbundenen Potentiometer 121 und 122 ein. Die Einzelheiten  
dieser Abfrage sind in der Fig. 17b gezeigt. Wenn als Ergeb-  
nis der Abfrage das gerade bestehende Potential von dem zu-  
vor abgefragten Wert verschieden ist, nämlich der Steuerhe-  
5 bel 58 bewegt worden ist, schreibt der Mikrocomputer CPU3  
die Drehzahlbefehlsdaten für die Motoren fort und arbeitet  
danach folgendermaßen:

10 Durch Vergleichen der Drehzahlbefehlsdaten mit vorbestimm-  
ten Werten wird ermittelt, ob das Fahren oder das Bremsen  
verlangt ist. Im einzelnen wird bei dem dargestellten Aus-  
führungsbeispiel an jeweils ein Ende der Potentiometer 121  
und 122 die konstante Spannung von 12V angelegt, so daß  
das Schleiferpotential einen Wert von ungefähr 6V annimmt,  
15 wenn der Steuerhebel 58 in seiner neutralen Stellung (An-  
haltstellung) steht. Da somit ein Bereich von ungefähr  
 $6 \pm 0,2$  V als Anhaltebereich anzusehen ist, werden die Dreh-  
zahlbefehlsdaten mit Daten verglichen, welche die obere und  
die untere Grenze dieses Anhaltebereichs darstellen (nämlich  
20 mit vorbestimmten bzw. Sollwerten). Eine Spannung über den  
dem Anhaltebereich entsprechenden Werten gibt den Vorwärts-  
antrieb an, während eine Spannung unterhalb dieser Werte  
den Rückwärtsantrieb angibt.

25 Wenn die Drehzahlbefehlsdaten einen Anhaltewert darstellen  
(nämlich unterhalb der Sollwerte liegen), wird die Unter-  
brechung gesperrt, wonach die Ausgänge 02, 03, 05 und 06  
auf den niedrigen Pegel L geschaltet werden, um den Motor-  
antrieb zu unterbinden, die Ausgänge 01 und 04 auf den  
30 niedrigen Pegel L geschaltet werden, um die Bremsbetriebs-  
art einzuschalten, und eine Bremskennung auf "1" eingeschal-  
tet wird.

35 Wenn andererseits die Drehzahlbefehlsdaten einen Antriebs-  
wert haben (nämlich oberhalb der Sollwerte liegen), werden



1 aufgrund der Drehzahlbefehlsdaten Impulsbreiten (Perioden) LD  
 und RD von Impulsen für den Antrieb der Motoren M1 bzw. M2  
 berechnet. Wenn die Bremskennung auf "1" geschaltet ist,  
 wird die Bremsbetriebsart folgendermaßen abgeschaltet: Der  
 5 Wert eines Zählers COT wird auf 0 gelöscht, die Ausgänge  
 O1 und O4 werden auf den Pegel H geschaltet (Relais RL1  
 "EIN") und die Bremskennung wird auf "0" abgeschaltet, um  
 damit die Unterbrechungsanforderung zuzulassen.

10 Es wird nun die Spannungsabfrageverarbeitung (nach Fig. 17b)  
 beschrieben. Zuerst wird die Eingangskanalbestimmung für  
 den A/D-Wandler AD2 auf CH1 geschaltet (Ausgangsspannung  
 des Potentiometers 121), ein A/D-Umsetzungs-Startbefehl  
 TRIG abgegeben und dann das Ende der A/D-Umsetzung, nämlich  
 15 die Ausgabe des Signal EOC abgewartet. Auf den Abschluß der  
 Umsetzung hin werden die umgesetzten Daten eingelesen und  
 in ein vorbestimmtes Register eingespeichert. Darauffolgend  
 wird die Eingangskanalbestimmung auf CH2 geschaltet (Aus-  
 gangsspannung des Potentiometers 122), der A/D-Umsetzungs-  
 20 Startbefehl abgegeben und dann das Ende der A/D-Umsetzung  
 abgewartet. Auf den Abschluß der Umsetzung hin werden wie-  
 der die umgesetzten Daten eingelesen und in ein vorbestimm-  
 tes Register eingespeichert.

25 Die Unterbrechungsverarbeitung nach Fig. 17c wird nun an-  
 hand des Betriebszeitdiagramms in Fig. 17d beschrieben.  
 Der Zähler COT dient zur Zeitählung; im einzelnen ist der  
 Zähler durch einen N-Notationszähler bzw. N-Einstellungs-  
 zähler gebildet, der folgendermaßen zählt: 0, 1, 2, .....,  
 30 N - 1, N, 0, 1, .....,; Bei jedem Ausführen des Unterbre-  
 chungsprogramms wird diese Hochzählung in Einzelschritten  
 ausgeführt. Die dem Wert N entsprechende Zeitdauer stellt  
 eine Periode der Motorantriebsimpulse dar.

35



1 Wenn der Zählwert des Zählers COT zu 0 wird, wird der durch  
die Motorantriebsrichtungen bestimmte Ausgang auf den hohen  
Pegel H geschaltet. D.h., für den linken Motor M1 wird zur  
Vorwärtsdrehung der Ausgang O2 und zur Rückwärtsdrehung der  
5 Ausgang O3 auf den Pegel H geschaltet. Für den rechten Mo-  
tor M2 wird für die Vorwärtsdrehung bzw. die Rückwärtsdre-  
hung der Ausgang O5 bzw. der Ausgang O6 auf den Pegel H ge-  
schaltet. Die Impulse für die Ansteuerung des Motors M1 und  
diejenigen für die Ansteuerung des Motors M2 haben die glei-  
10 che Zeitsteuerung.

Daher werden die Impulse zur Speisung des Motors M1 während  
der Zeit des Zählwerts 0 bis LD des Zählers COT auf den Pe-  
gel H und außerhalb dieser Zeit auf den Pegel L (für das Ab-  
15 schalten des Motors M1) geschaltet. Die Impulse zum Speisen  
des Motors M2 werden während der Zeit des Zählwerts 0 bis RD  
des Zählers COT auf den Pegel H und außerhalb dieser Zeit  
auf den Pegel L geschaltet. Da die beiden Motoren M1 und M2  
mit einer Drehzahl umlaufen, die der zugeführten Leistung,  
20 nämlich dem Tastverhältnis der Einschaltzeit zu der Abschalt-  
zeit entspricht, kann durch das Ändern der Werte LD und RD  
die Motordrehzahl verändert werden.

Die Fig. 18a und 18b geben eine Übersicht über die Funktion  
25 der Mikrocomputereinheit CPU1 nach Fig. 12a. Die Fig. 18a  
zeigt ein Hauptprogramm, während die Fig. 18b ein Unter-  
brechungsprogramm zeigt. Die Beschreibung erfolgt nun an-  
hand der Fig. 18a und 18b.

30 Zuerst werden beim Einschalten der Stromversorgung die ein-  
zelnen Ausgänge auf ihre Anfangswerte eingestellt, während  
der Inhalt des Schreib/Lesespeichers gelöscht wird und zur  
Einstellung von Anfangswerten von Parametern die im voraus  
in dem Festspeicher gespeicherten Daten ausgelesen werden.  
35 Die Parameter für die Mikrocomputereinheit CPU1 sind ein



1 rechter Oberdruck-Sollwert P1, ein rechter Unterdruck-Sollwert P2, ein linker Oberdruck-Sollwert P3, ein linker Unterdruck-Sollwert P4 usw. Bei diesem Ausführungsbeispiel werden diese Druck-Anfangswerte P1, P2, P3 und P4 jeweils auf  
5 + 4, -4, +13,33 bzw. -6,67 kPa eingestellt (+30, -30, +100 bzw. -50 mmHg).

Nach dieser Verarbeitung wird die Unterbrechung zulässig. Bei diesem Ausführungsbeispiel treten die Unterbrechungen  
10 periodisch durch den internen Zeitgeber mit der Periode 4ms auf. Nach dem Abwarten der Unterbrechungsanforderung werden die Druckdaten abgefragt. Dieses Abfrageprogramm ist gleichartig dem in Fig. 17b gezeigten. Der Unterschied besteht darin, daß vier Parameter abgefragt werden, nämlich  
15 die Ausgangssignale RPP, RNP, LPP und LNP der vier Druckfühler, und daß wegen der Bitanzahl 12 der Daten die Leseverarbeitung zweimalig für jede Abfrage ausgeführt wird.

Die abgefragten Druckdaten werden geprüft, um das Vorliegen  
20 oder Fehlen von anormalen Daten zu ermitteln. D.h., wenn der erfaßte Druck abnormal von dem Sollwert abweicht, wird dies als Abnormalität bewertet. Es ist anzumerken, daß bei diesem Ausführungsbeispiel die Druckkompensations-Solenoidventile 135, 141, 136 und 142 vorgesehen sind, was zu der  
25 Möglichkeit führt, daß der Druck zeitweilig im Verhältnis zu groß wird, wobei aber diese Möglichkeit dadurch maskiert bzw. berücksichtigt wird, daß mehrmalig abgefragt wird und der Mittelwert der dermaßen abgefragten mehreren Druckdaten gebildet wird.

30 Sollte irgendeine Abnormalität auftreten, werden die abnormalen Daten in Zahlencodierten umgesetzt. Danach werden an die Anzeigesteuereinheit 500 Abnormalitätsanzeigedaten zur Anzeige der Zahlencodierten und der Stelle des Auftretens  
35 der Abnormalität abgegeben, um diese auf dem Bildschirm TV

1 anzuzeigen. Ferner werden Codedaten über das Auftreten der Abnormalität in der Form serieller Daten an den Mikrocomputer CPU4 in der Systemsteuereinheit gesendet.

5 Wenn keine Abnormalität vorliegt, wird der Mittelwert aus den letzten  $m$  Druckdaten gebildet, die in dem Schreib/Lese-  
speicher gespeichert worden sind. Die gemittelten Daten werden in den Zahlencode umgesetzt, der an die Anzeigesteuer-  
einheit 500 gesendet wird. Wenn der Mikrocomputer CPU4 der  
10 Systemsteuereinheit Daten sendet, werden diese Daten empfangen und die empfangenen Daten gleichfalls zu der Anzeigesteuer-  
einheit 500 gesendet. Bei angeschlossenem Bedie-  
nungsfeld 600 wird der Zustand von Tasten eingelesen. Wenn  
irgendein Tasteneingabevorgang vorliegt, wird entsprechend  
15 der betätigten Taste der rechte Oberdruck-Sollwert P1, der rechte Unterdruck-Sollwert P2, der linke Oberdruck-Sollwert P3 oder der linke Unterdruck-Sollwert P4 schrittweise um je-  
weils eine vorbestimmte Größe aufgefrischt bzw. fortge-  
schrieben. Da hierbei eine obere und untere Grenze vorge-  
wählt sind, ist es unmöglich, eine Druckeinstellung außer-  
halb des Bereichs in diesen Grenzen vorzunehmen.

Es wird nun das in Fig. 18b gezeigte Unterbrechungsprogramm  
beschrieben. Zuerst wird der Oberdruck RPP in dem Antriebs-  
25 system für das rechte künstliche Herz geprüft. Wenn der Oberdruck niedriger als der Solldruck P1 ist, wird das Druckregelventil 131 geöffnet, während es ansonsten geschlos-  
sen wird. Darauffolgend wird der Unterdruck RNP im Antriebs-  
system für das rechte künstliche Herz geprüft. Wenn der Ab-  
30 solutwert des Unterdrucks RNP niedriger als der Solldruck P2 ist, wird das Druckregelventil 133 geöffnet, während andernfalls das Druckregelventil 133 geschlossen wird. Als  
nächstes werden der Oberdruck LPP und der Unterdruck LNP  
im Antriebssystem für das linke künstliche Herz mit den  
35 Solldrücken P3 bzw. P4 verglichen und dementsprechend die

1 Druckregelventile 137 bzw. 139 geöffnet oder geschlossen.  
D.h., das Ausführungsbeispiel ist so gestaltet, daß das ent-  
sprechende Druckregelventil nur dann geöffnet wird, wenn  
5 der ermittelte Druck (als Absolutwert) niedriger als der  
Solldruck ist.

Die Funktionsübersicht für die Mikrocomputereinheit CPU2  
nach Fig. 12b ist in den Fig. 19a und 19b dargestellt. Die  
Fig. 19a zeigt ein Hauptprogramm, während die Fig. 19b ein  
10 Unterbrechungsprogramm zeigt. Die Funktion wird nun anhand  
der Fig. 19a und 19b beschrieben.

Zuerst schaltet beim Einschalten der Stromversorgung die  
Mikrocomputereinheit CPU2 die Ausgänge auf ihre Anfangs-  
15 pegel, während der Inhalt des Schreib/Lesespeichers gelöscht  
wird und zum Einstellen von Parametern auf ihre Anfangswerte  
die im voraus im Festspeicher gespeicherten Werte ausge-  
lesen werden.

20 Die Parameter für die Mikrocomputereinheit CPU2 sind ein  
Herztakt PR, ein Einschalt- bzw. Tastverhältnis DL für das  
linke künstliche Herz, ein Tastverhältnis DR für das rech-  
te künstliche Herz und so weiter. Bei diesem Ausführungs-  
beispiel werden die Anfangswerte dieser Parameter PR, DL  
25 und DR auf  $100 \text{ min}^{-1}$ , 45% (Zeitdauer 270 ms) bzw. 55%  
(Zeitdauer 330 ms) eingestellt.

Darauffolgend führt die Mikrocomputereinheit CPU2 eine Pro-  
grammschleife aus, die Verarbeitungsvorgänge wie das Abwar-  
30 ten einer Unterbrechungsanforderung, das Ermitteln einer  
Tasteneingabe an dem Bedienungsfeld, die Parameteranzeige  
usw. enthält. Falls irgendeine Tasteneingabe vorliegt, wird  
die Art der Eingabetaste ermittelt, der Vergleich des er-  
wünschten Werts des zu ändernden Parameters mit einem oberen  
35 und einem unteren Grenzwert sowie die Berechnung des Para-



1 meters ausgeführt und die arithmetische Verarbeitung der  
mit dem geänderten Parameter zusammenhängenden Parameter  
vorgenommen. Diese Verarbeitungsschritte werden unter Aus-  
führung betreffender verschiedenartiger Unterprogramme  
5 durchlaufen.

Es wird nun das Unterbrechungsprogramm beschrieben. Für ein  
jedes Unterbrechungsprogramm werden Werte von zwei Zählern  
COR und COL jeweils hochgezählt. Wenn der Zählwert den Wert  
10 PR (als Parameter für die durch den Herztakt bestimmte  
Zeit) erreicht, wird der Zählwert auf "0" gelöscht. Wenn  
der Zählwert im Zähler COR zu "0" wird, werden die Ventile  
132 und 134 jeweils geöffnet bzw. geschlossen (Oberdruck-  
Beaufschlagung). Wenn der Wert des Zählers COR gleich dem  
15 Wert DR des Tastverhältnis-Parameters wird, werden die Ven-  
tile 132 und 134 geschlossen bzw. geöffnet (Unterdruck-  
Beaufschlagung). Nach dieser Verarbeitung zählt der Zähler  
COR hoch.

20 Gleichermaßen werden bei dem Wert "0" des Zählers COL die  
Ventile 138 und 140 geöffnet bzw. geschlossen (Oberdruck-  
Beaufschlagung); während dann, wenn der Wert des Zählers  
COL gleich dem Wert DL des Tastverhältnis-Parameters wird,  
die Ventile 138 und 140 geschlossen bzw. geöffnet werden  
25 (Unterdruck-Beaufschlagung).

Eine Übersicht über die Funktion des Mikrocomputers CPU4  
nach Fig. 16 ist in der Fig. 20 gezeigt. Gemäß Fig. 20 wer-  
den beim Einschalten der Stromversorgung die Ausgänge auf  
30 ihre Anfangspegel geschaltet, während der Inhalt des Schreib/  
Lesespeichers gelöscht wird und die Mikrocomputereinheit  
in einen Anfangszustand gemäß Programmdatei eingestellt  
wird, die in dem Festspeicher gespeichert sind. Dies be-  
wirkt, daß die Leuchtdioden LE1 und LE3 abgeschaltet und  
35 die Leuchtdioden LE2 und LE4 eingeschaltet werden, wodurch

0

1

0

6

- 1 an den beiden Warn- bzw. Alarmanzeigen 59 und 60 des Roll-  
stuhls eine grüne Anzeige (für den Normalzustand) hervorge-  
rufen wird.
- 5 Danach überprüft der Mikrocomputer CPU4 periodisch die Zu-  
stände der verschiedenartigen Schalter und arbeitet dann  
entsprechend den ermittelten Zuständen. Wenn die Armlernen-  
Entriegelungs-Schalter SW1L und SW1R eingeschaltet sind,  
10 werden die Solenoide SL1 und SL2 der elektromagnetischen  
Stellglieder 114 eingeschaltet; wenn diese Schalter aus-  
geschaltet sind, werden die Solenoide SL1 und SL2 abge-  
schaltet. Da das Einschalten des Solenoids SL1 oder SL2  
die Verriegelung der betreffenden Armllehne löst, wird da-  
15 durch die linke oder die rechte Armllehne in einem Bereich  
von 90° drehbar. Wenn andererseits die Armllehne bei abge-  
schaltetem Solenoid in die Fahrstellung gestellt ist, wird  
sie verriegelt.

- 20 Als nächstes überprüft der Mikrocomputer CPU4 die Zustände  
des Schalters SW3L zum Erfassen der Stellung der linken  
Armllehne, des Schalters SW3R zur Erfassung der Stellung  
der rechten Armllehne, des Schalters 102 zur Erfassung der  
Lage der Röhre für den Antrieb des künstlichen Herzens und  
25 des Schalters SW4 zur Erfassung des Vorhandenseins oder  
Fehlens des Fahrsteuerhebels.

- Wenn die linke und die rechte Armllehne 52L und 52R in der  
Fahrstellung stehen (wobei die beiden Schalter SW3L und  
SW3R eingeschaltet sind), die Röhren 57L und 57R für den  
30 Antrieb des künstlichen Herzens beide im Unterbringungs-  
zustand sind (wobei der Schalter 102 eingeschaltet ist)  
und der Fahrsteuerhebel 58 in der vorbestimmten Lage ein-  
gesetzt ist (wobei der Schalter SW4 eingeschaltet ist),  
wird angenommen, daß der Benutzer in dem Rollstuhl sitzt  
35 und zu fahren wünscht. Daher wird das Relais RL3 einge-

1 schaltet, um damit die Stromversorgung der Steuereinheit 75  
für die Rollstuhl-Antriebsmotoren einzuschalten. Zugleich  
werden über die Schnittstellenschaltung IF1 an die Mikro-  
computereinheit CPU1 Daten für die Anzeige des Bereitschaft-  
5 zustands der Einrichtung gesendet. Die Mikrocomputereinheit  
CPU1 überträgt die empfangenen Daten zu der Anzeigesteuer-  
einheit.

10 Wenn die linke Armlehne entriegelt ist, die rechte Armlehne  
entriegelt ist, die Röhren für den Antrieb des künstlichen  
Herzens im herausgezogenen Zustand sind oder der Fahrsteuer-  
hebel fehlt, wird das Relais RL3 abgeschaltet, um die Strom-  
versorgung der Steuereinheit 75 für die Rollstuhl-Antriebs-  
15 motoren abzuschalten. Infolgedessen nehmen die Ausgänge O1,  
O2, O3, O4, O5 und O6 des Mikrocomputers CPU3 den niedrigen  
Pegel L an, wodurch den beiden Motoren M1 und M2 kein Strom  
von außen zugeführt wird, so daß der Betrieb des Rollstuhls  
gesperrt ist. Zugleich werden wegen des Abschaltens des Re-  
lais RL1 und damit des Schließens des Kontakts des Relais  
20 RL1 die Anker der beiden Motoren M1 und M2 kurzgeschlossen,  
so daß das dynamische Bremsen eingeschaltet wird.

Darauffolgend werden an die Mikrocomputereinheit CPU1 für  
die Anzeige an dem Bildschirm TV Daten zur Anzeige von Be-  
25 dienungsanweisungen wie "Bitte Fahrsteuerhebel einsetzen"  
oder dergleichen gesendet. Ferner wird die Leuchtdiode LE3  
eingeschaltet und die Leuchtdiode LE4 abgeschaltet, um ei-  
ne rote Anzeige an der Warnanzeige 60 für das Rollstuhl-  
System hervorzurufen.

30 Wenn der Mikrocomputer CPU3 aus der Mikrocomputereinheit  
CPU1 gesendete Daten empfängt, erfolgt eine Unterbrechung,  
wobei ein Unterbrechungsprogramm ausgeführt wird. In diesem  
Unterbrechungsprogramm empfängt der Mikrocomputer CPU3 die  
35 Daten über die Schnittstellenschaltung IF2 und setzt auf

1 den Abschluß des Empfangs hin eine Empfangskennung auf "1".  
Wenn die Empfangskennung zu "1" wird, werden durch das  
Hauptprogramm die empfangenen Daten bewertet. Falls der  
Abnormalitätscode gesendet worden ist, wird folgender An-  
5 normalitäts-Verarbeitungsablauf ausgeführt:

Die Leuchtdiode LE1 wird eingeschaltet und die Leuchtdiode  
LE2 wird ausgeschaltet, um an der Warnanzeige 59 für Abnor-  
malitäten am Kunstherzsystem eine rote Anzeige (für das Auf-  
10 treten einer Abnormalität) hervorzurufen. Zugleich wird der  
Warnsummer BZ eingeschaltet, während die Stromversorgung  
für den Bildschirm TV eingeschaltet wird (SSR16 "EIN") und  
die Empfangskennung auf "0" gelöscht wird.

15 Es wird eine Kunstherz-Antriebseinrichtung in einem Eigen-  
antriebs-Rollstuhl beschrieben, die denjenigen Patienten  
Bewegungsfreiheit gibt, welche eine Hilfe durch ein künst-  
liches Herz benötigen. Es sind verschiedenerlei Sicherheits-  
einrichtungen dafür vorgesehen, Gefahren zu vermeiden, die  
20 durch ein unbeabsichtigtes Fahren des Rollstuhls während  
der Zeit entstehen könnten, während der der Patient den  
Rollstuhl besteigt, von dem Rollstuhl absteigt oder von  
dem Rollstuhl abgestiegen ist. Zum Erweitern des Bewegungs-  
bereichs des Patienten und zum Verhindern möglicher Gefah-  
25 ren ist ein motorbetriebener Röhrenaufwickelmechanismus  
vorgesehen, wobei das Fahren des Rollstuhls nur dann zuge-  
lassen ist, wenn die Röhren ordnungsgemäß untergebracht  
sind. Parallel zu einem Druckregelungs-Solenoidventil ist  
ein Druckkompensations-Solenoidventil vorgesehen, wodurch  
30 ein Ausgleichsbehälter weggelassen wird, so daß die An-  
triebseinrichtung für das künstliche Herz verkleinert wird.

35



- 50 -  
- Leerseite -

Nummer: 34 11 489  
Int. Cl.<sup>3</sup>: A 61 M 1/03  
Anmeldetag: 28. März 1984  
Offenlegungstag: 4. Oktober 1984

FIG. 1

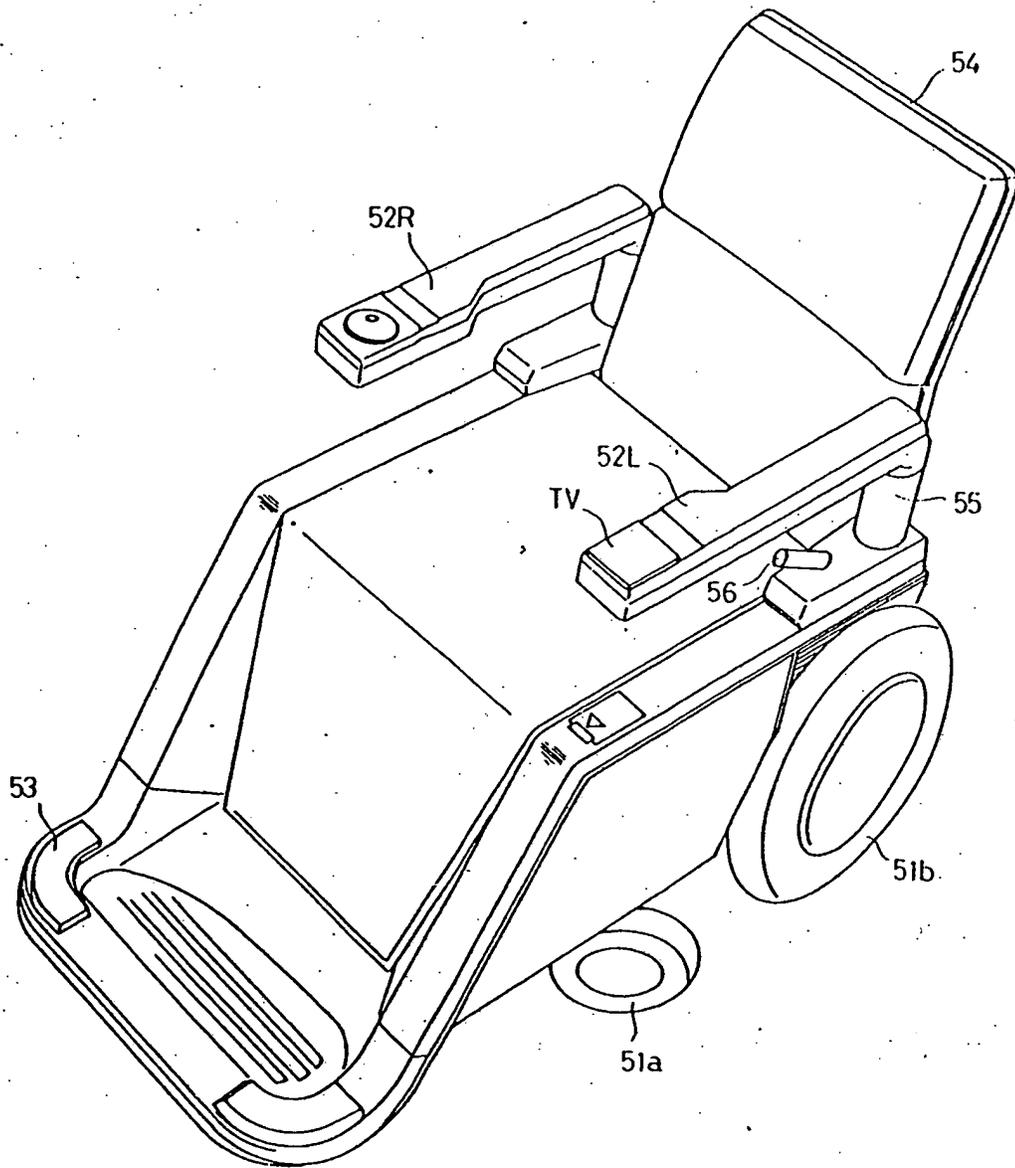


FIG. 2a

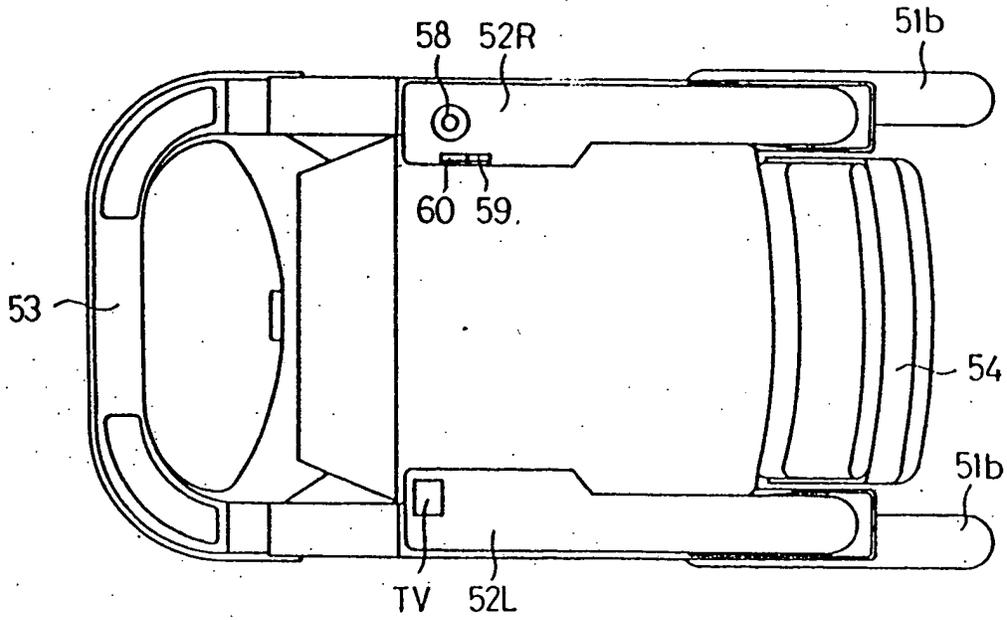
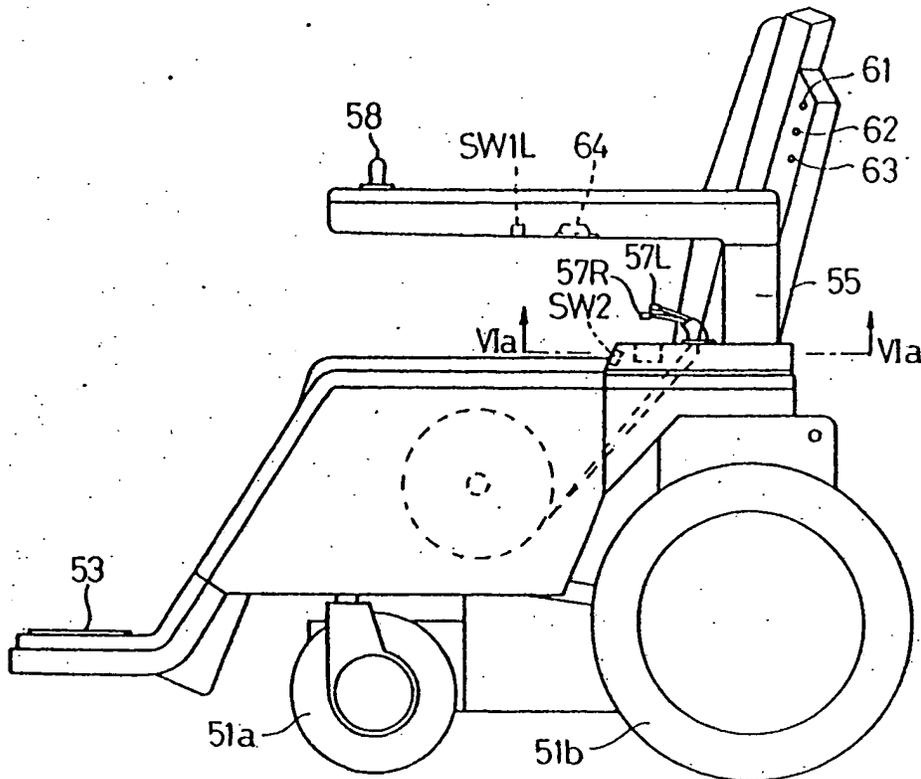


FIG. 2c



0  
1  
0  
6

FIG. 2b

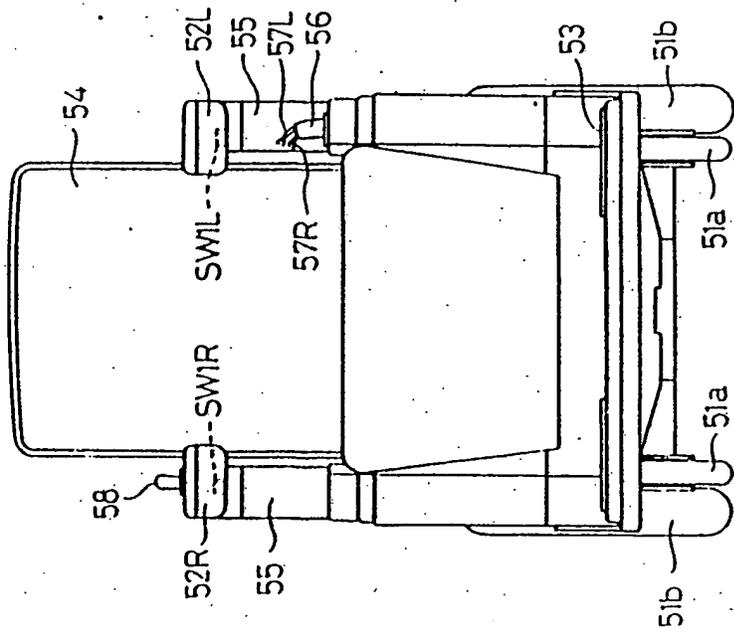


FIG. 4

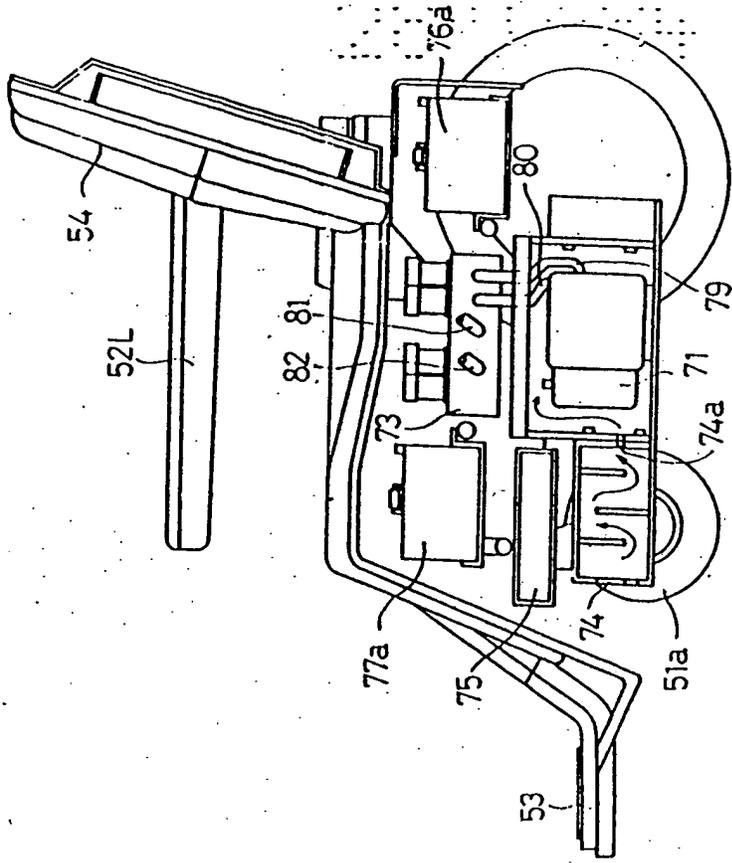




FIG. 3a

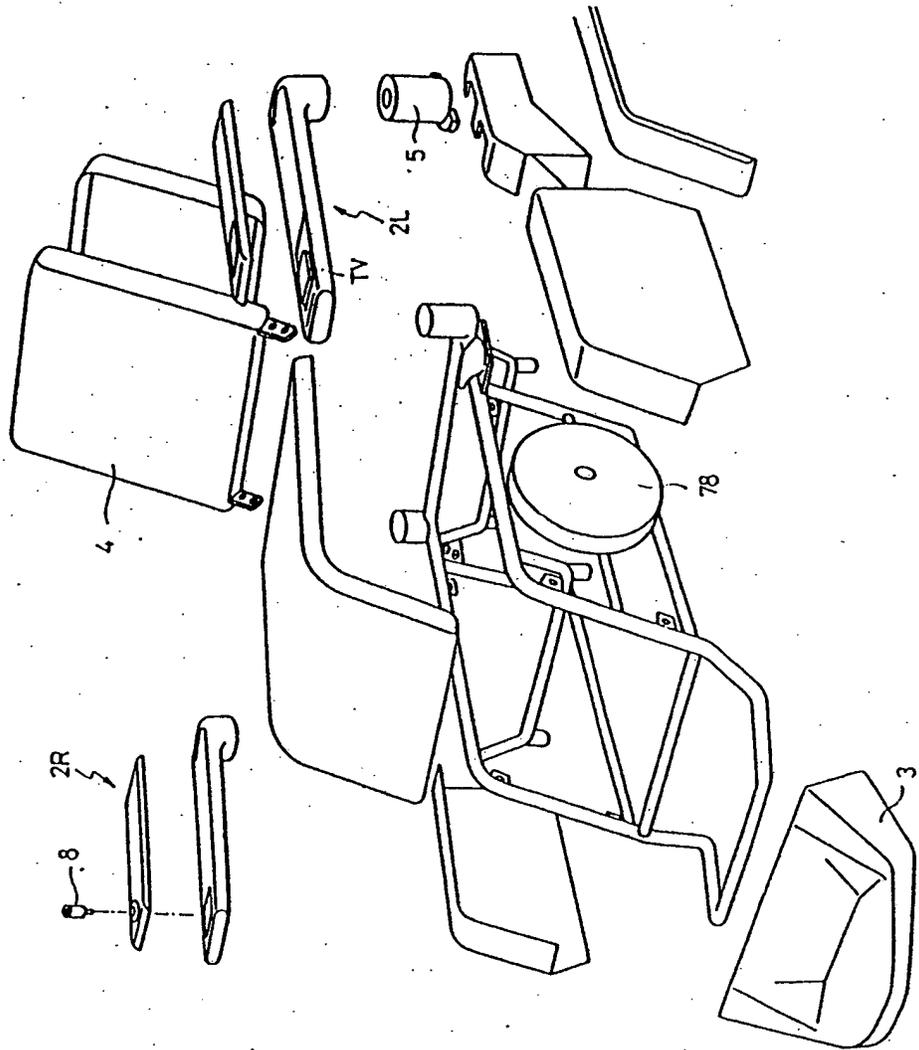


FIG. 3b

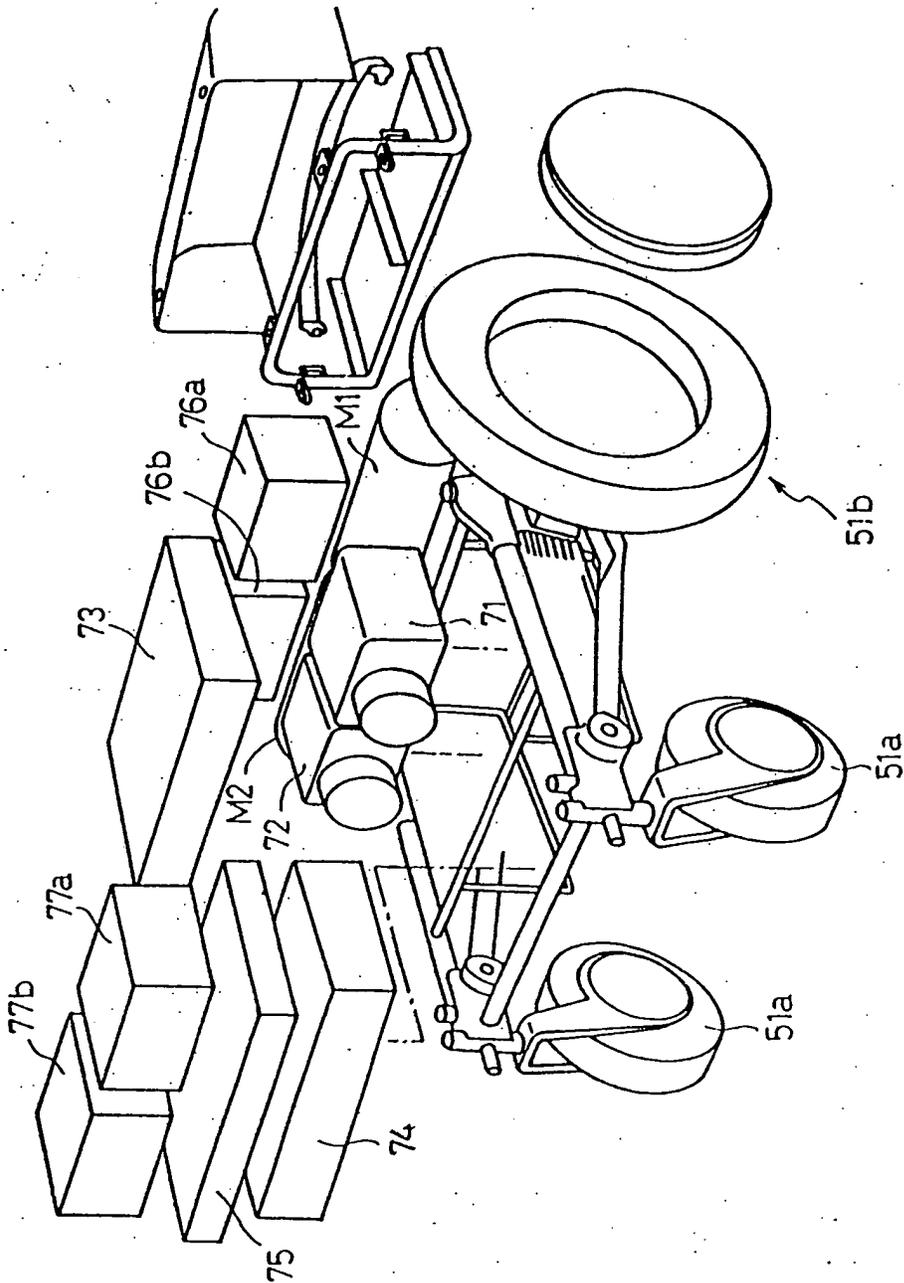


FIG. 5a

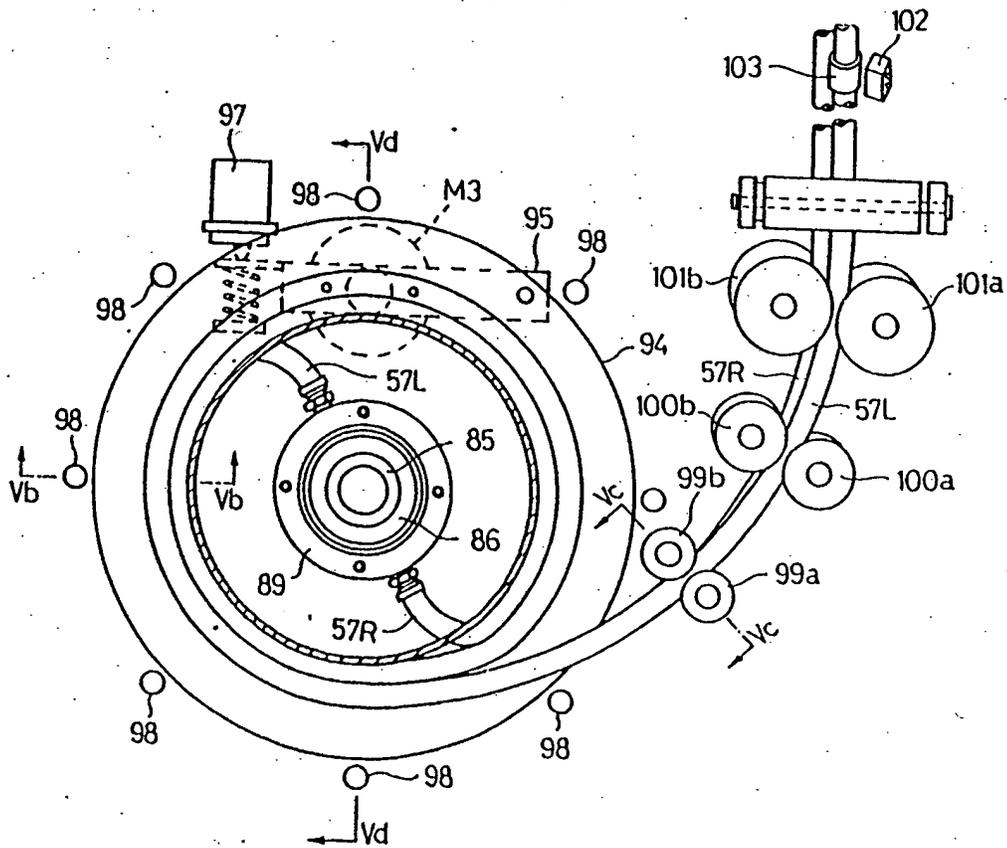


FIG. 5b

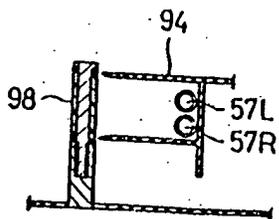
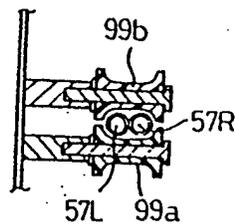
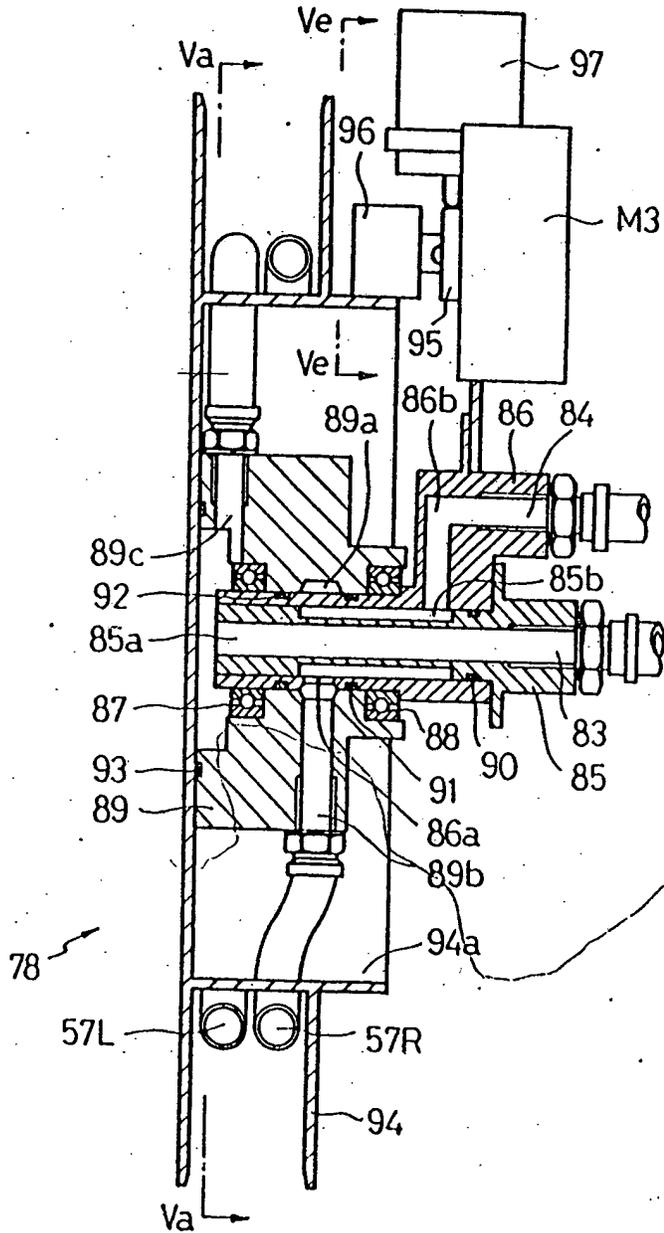


FIG. 5c



# FIG. 5d



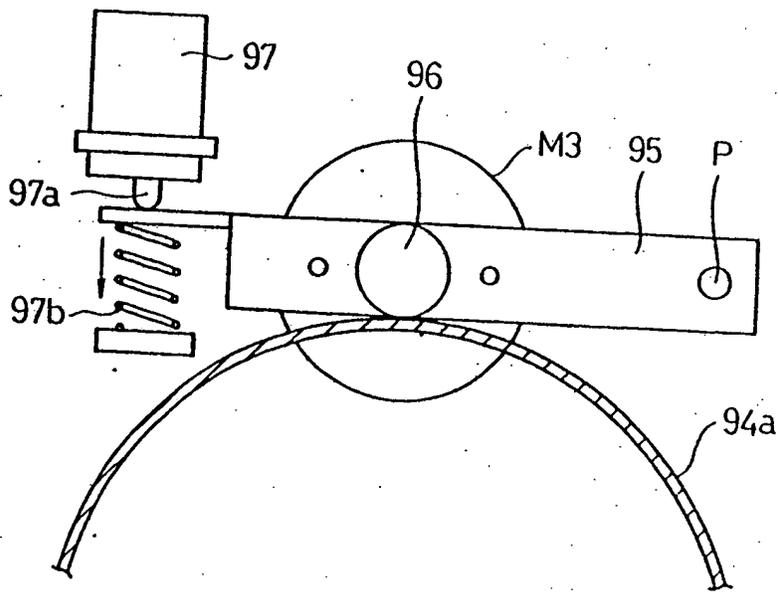
0

1

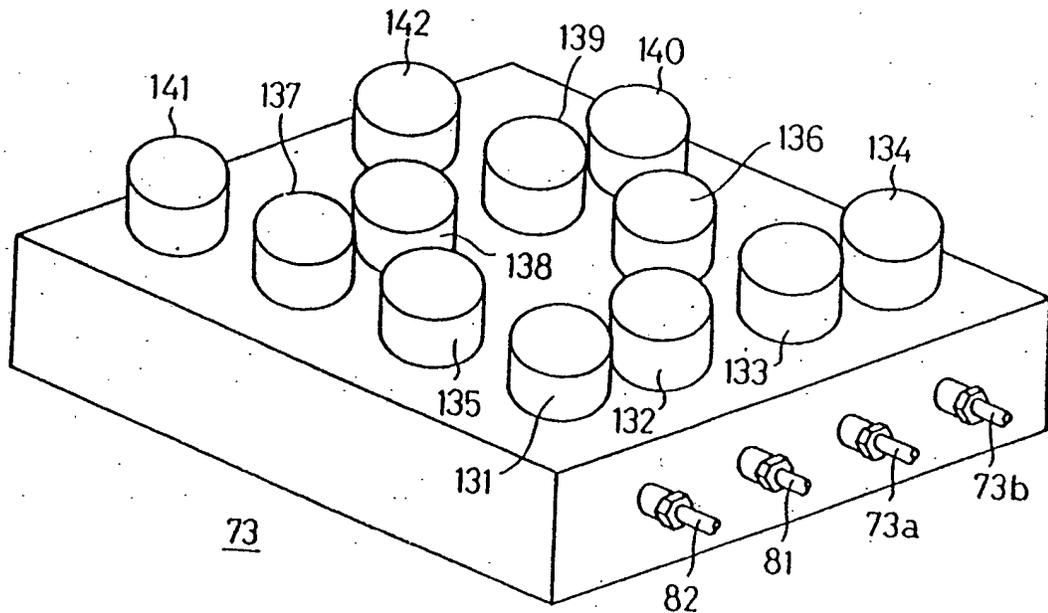
0

6

# FIG. 5e



# FIG. 8



0  
1  
0  
6

6 1 0

FIG. 6b

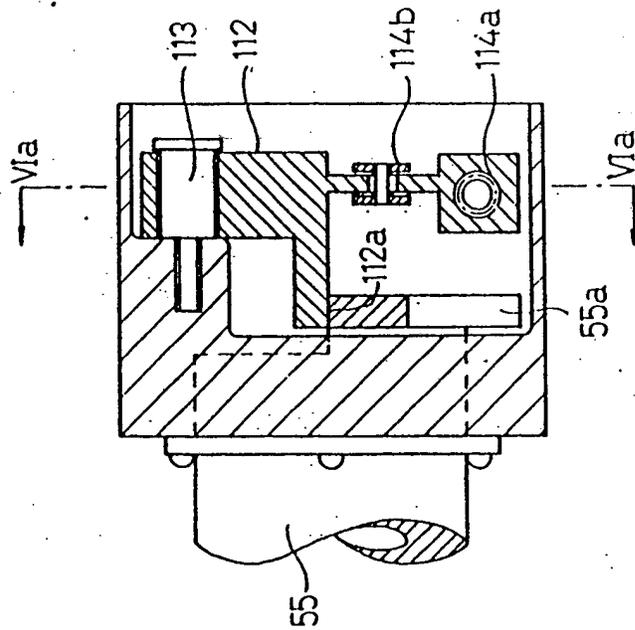


FIG. 6a

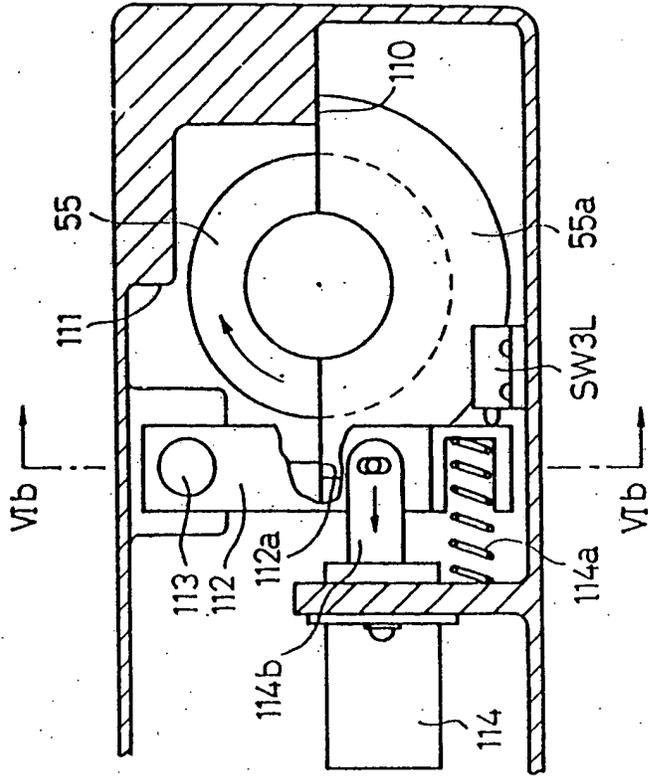


FIG. 7a

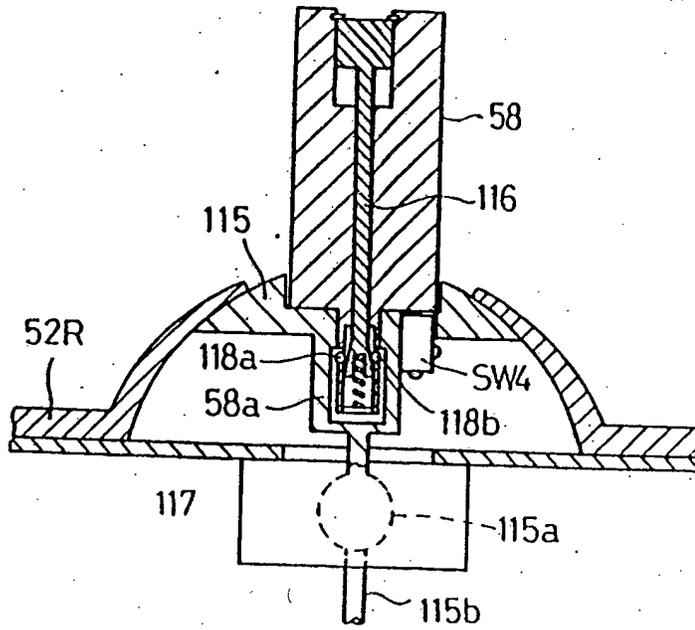


FIG. 7b

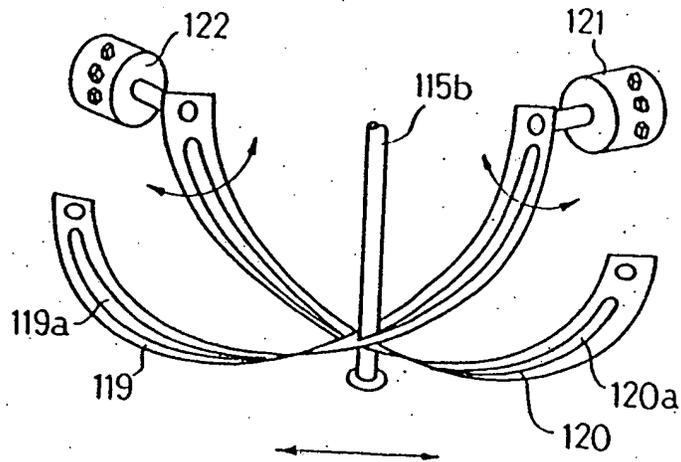


FIG. 9b

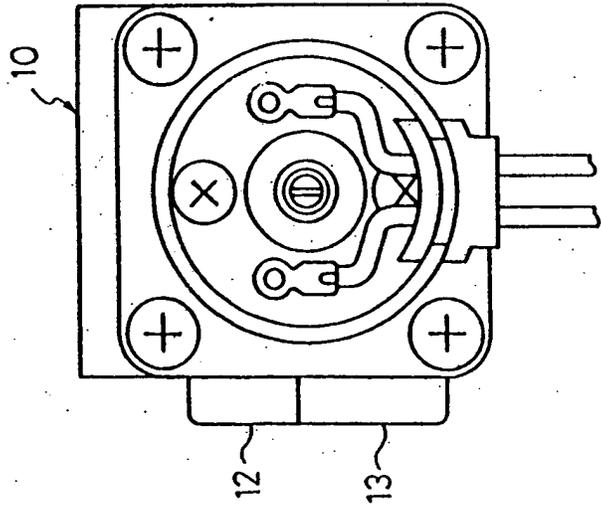


FIG. 9a

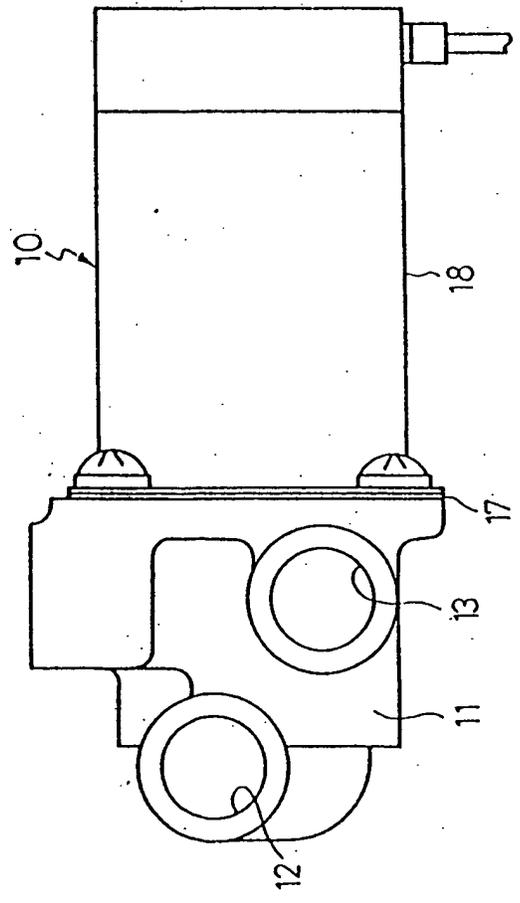


FIG.9c

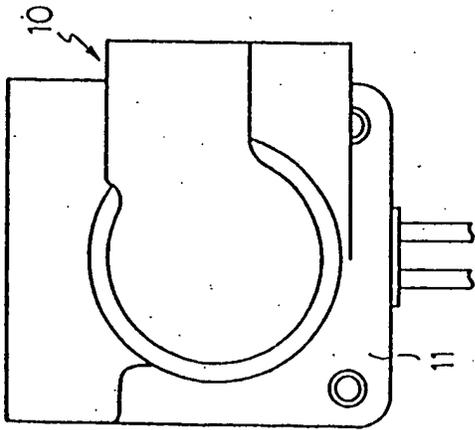


FIG.9d

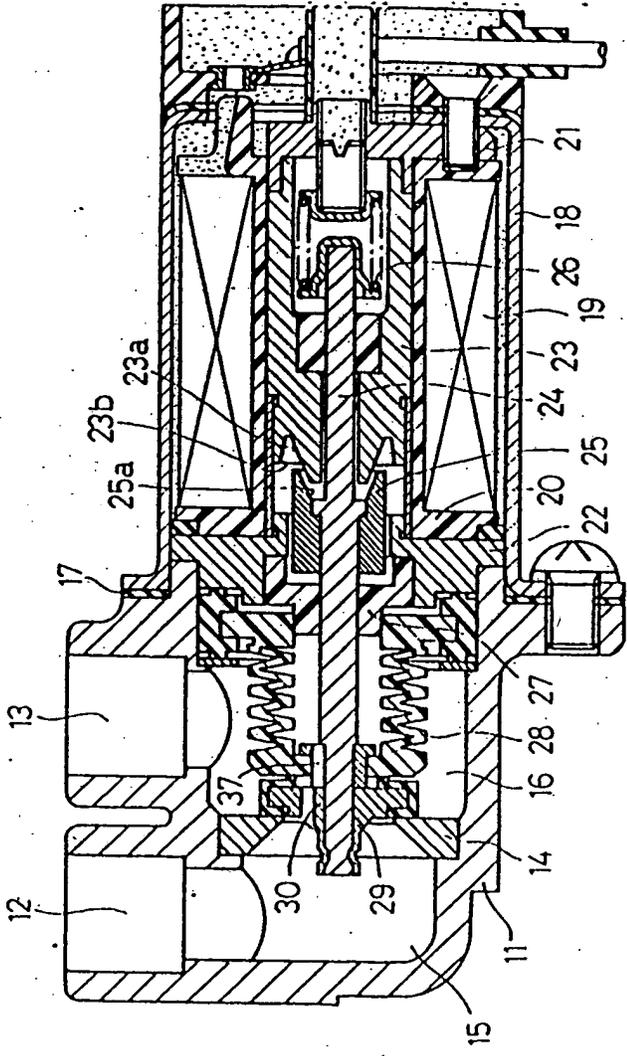
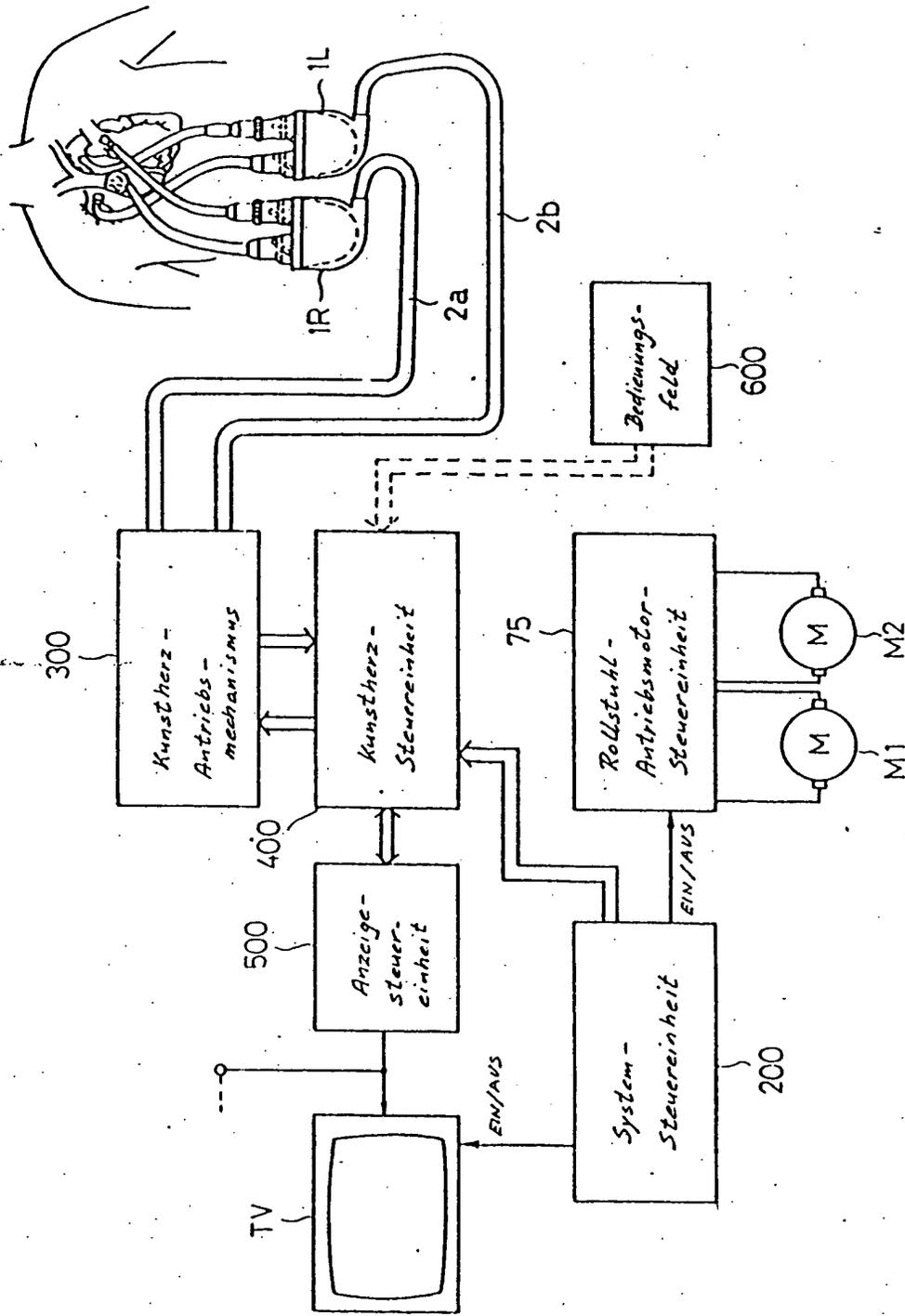
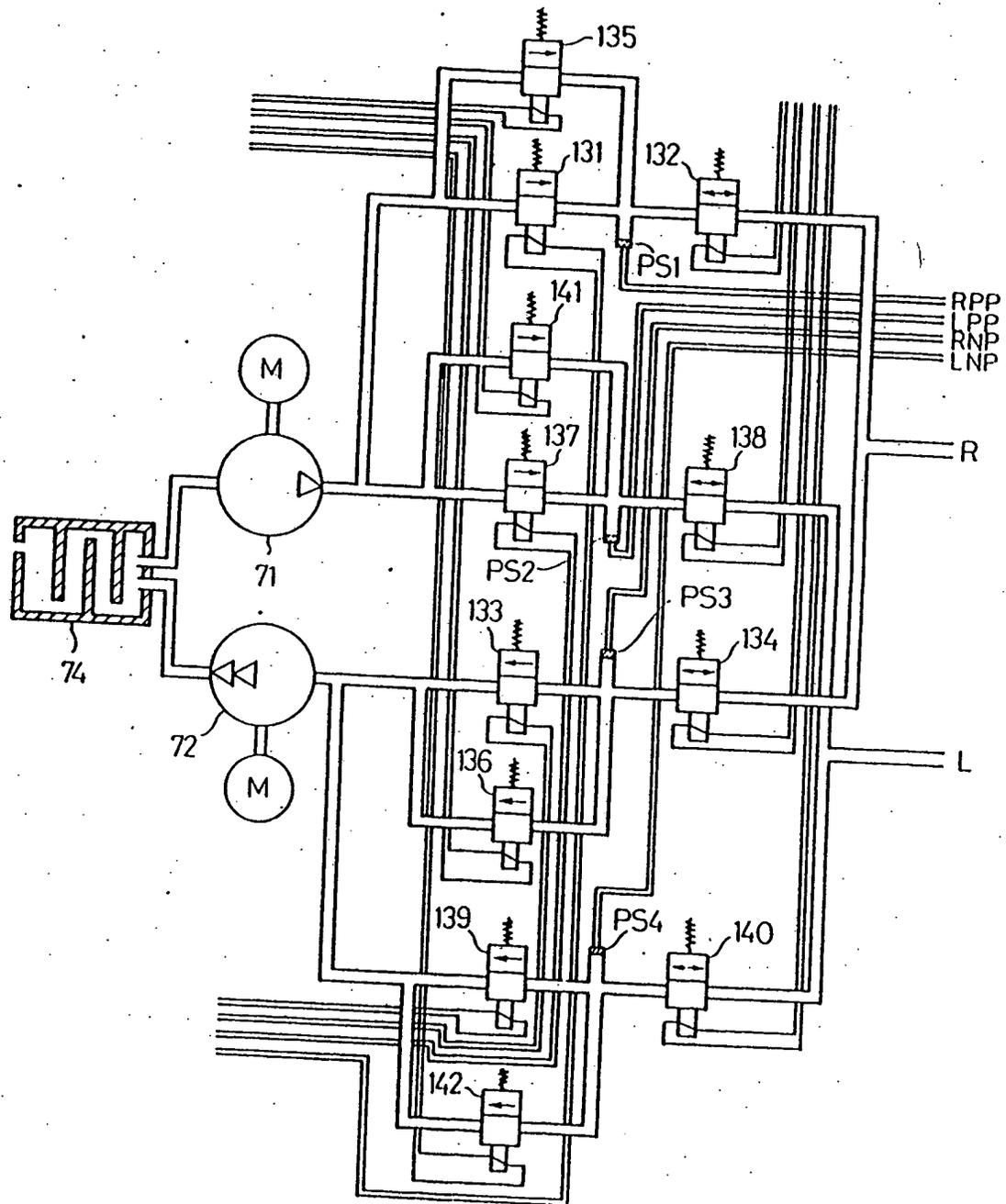


FIG. 10



# FIG. 11



# FIG.12a

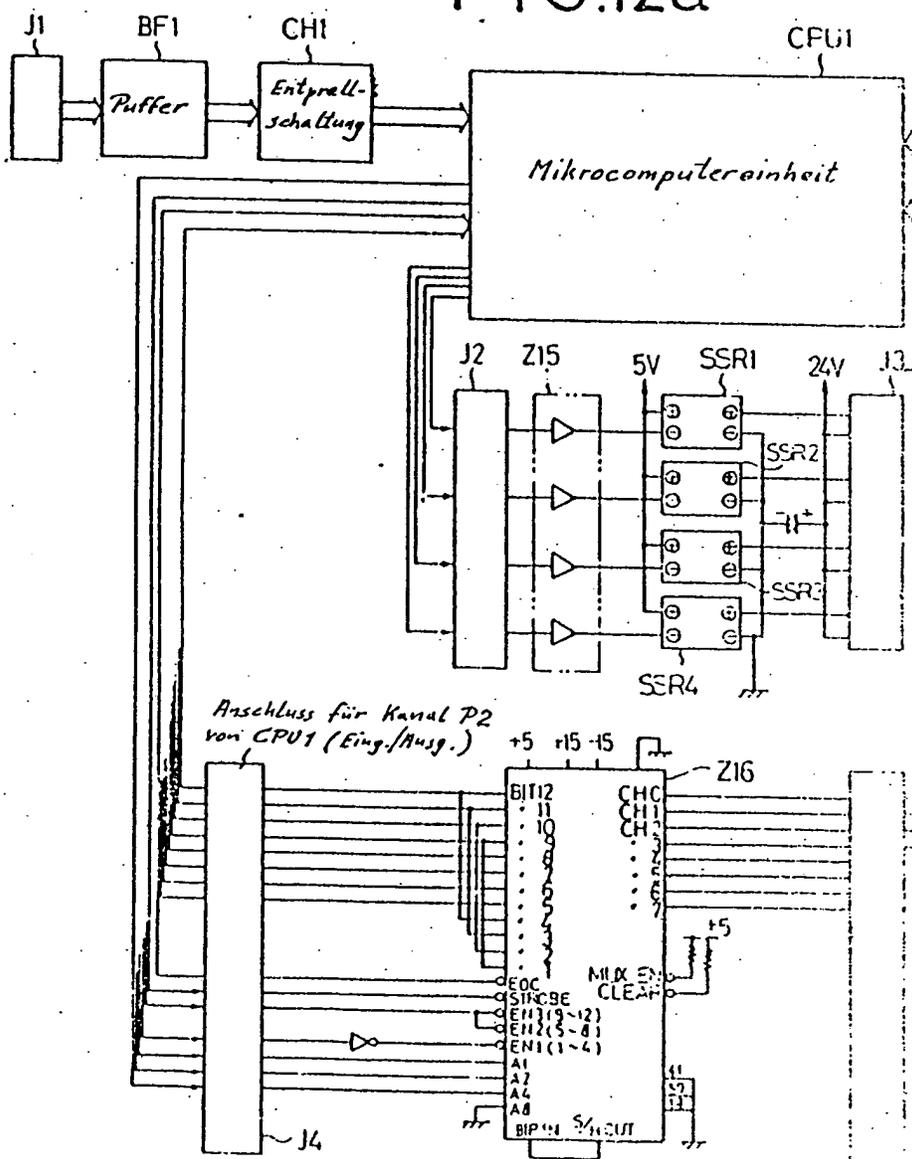
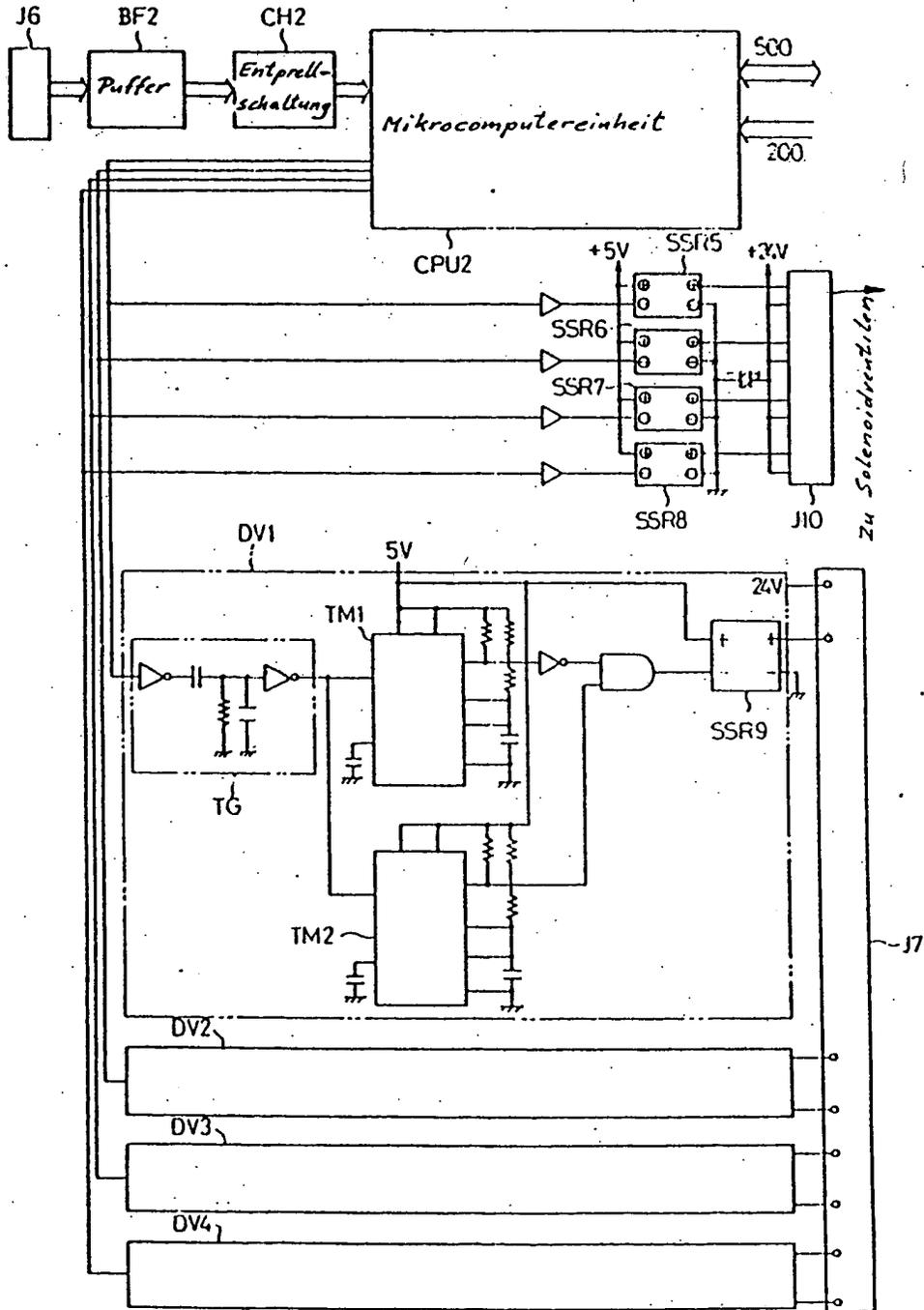
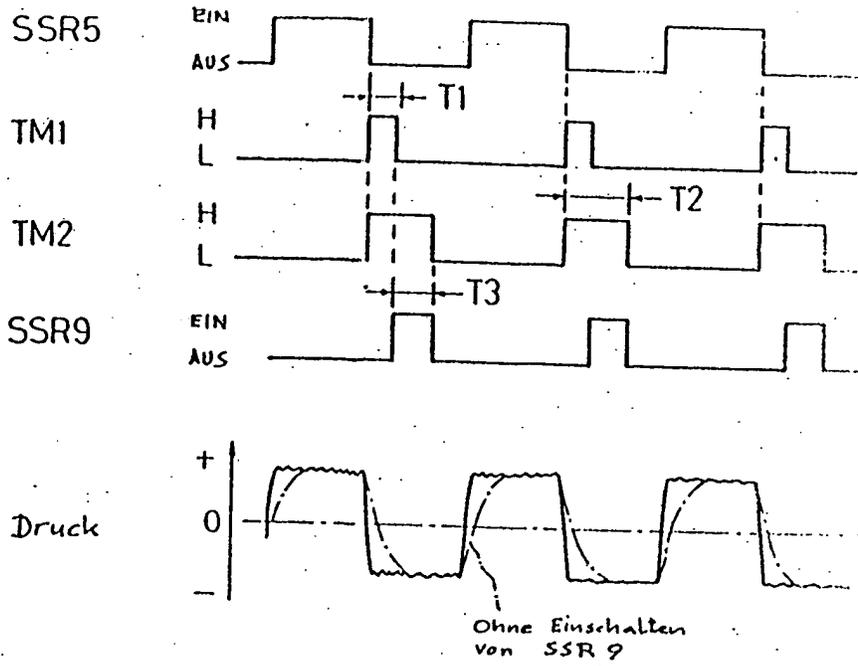


FIG.12b



0  
 1  
 0  
 6

# FIG.12c



# FIG.14

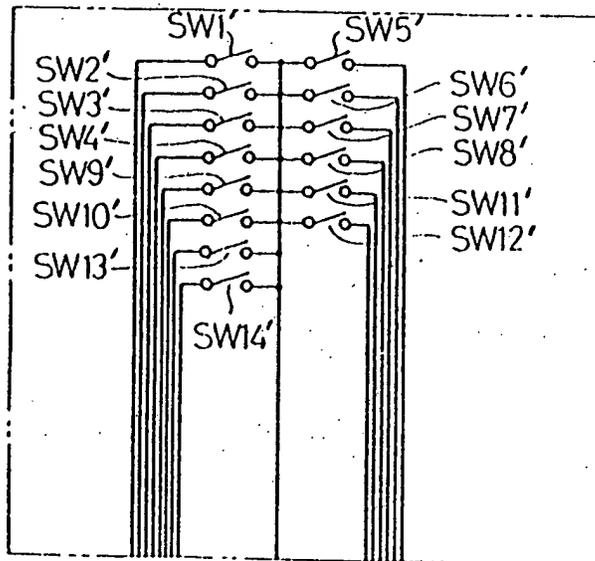
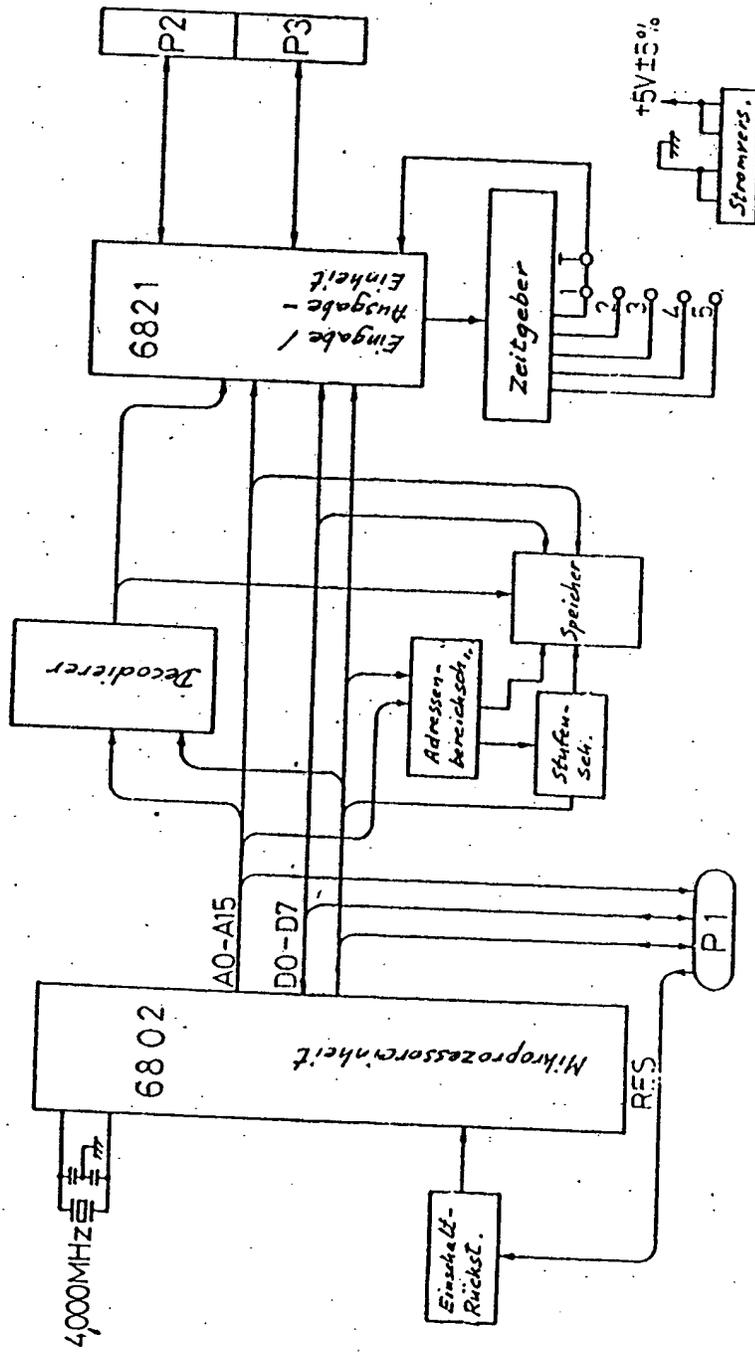
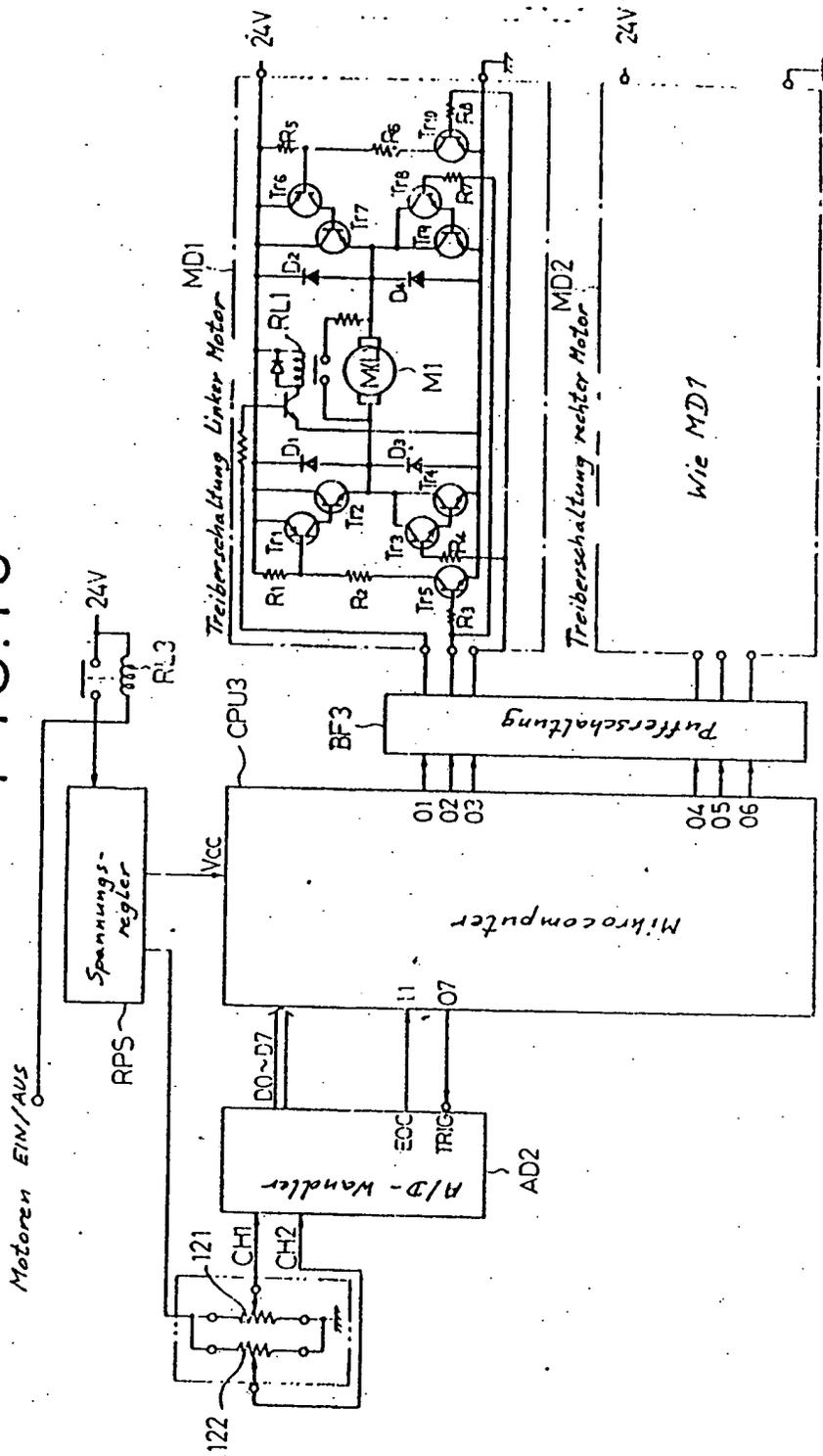


FIG.13



# FIG.15



# FIG. 16

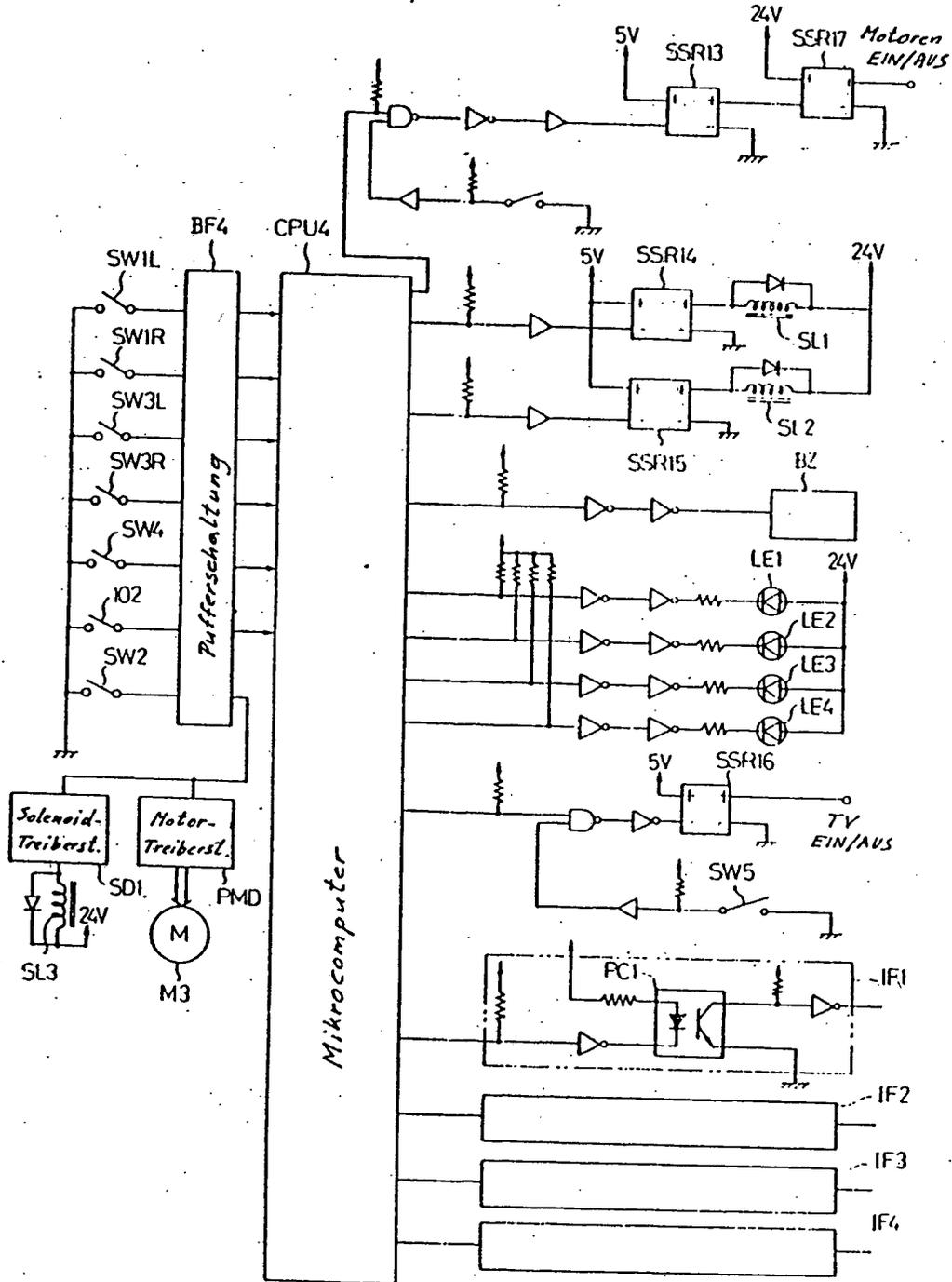


FIG.17a

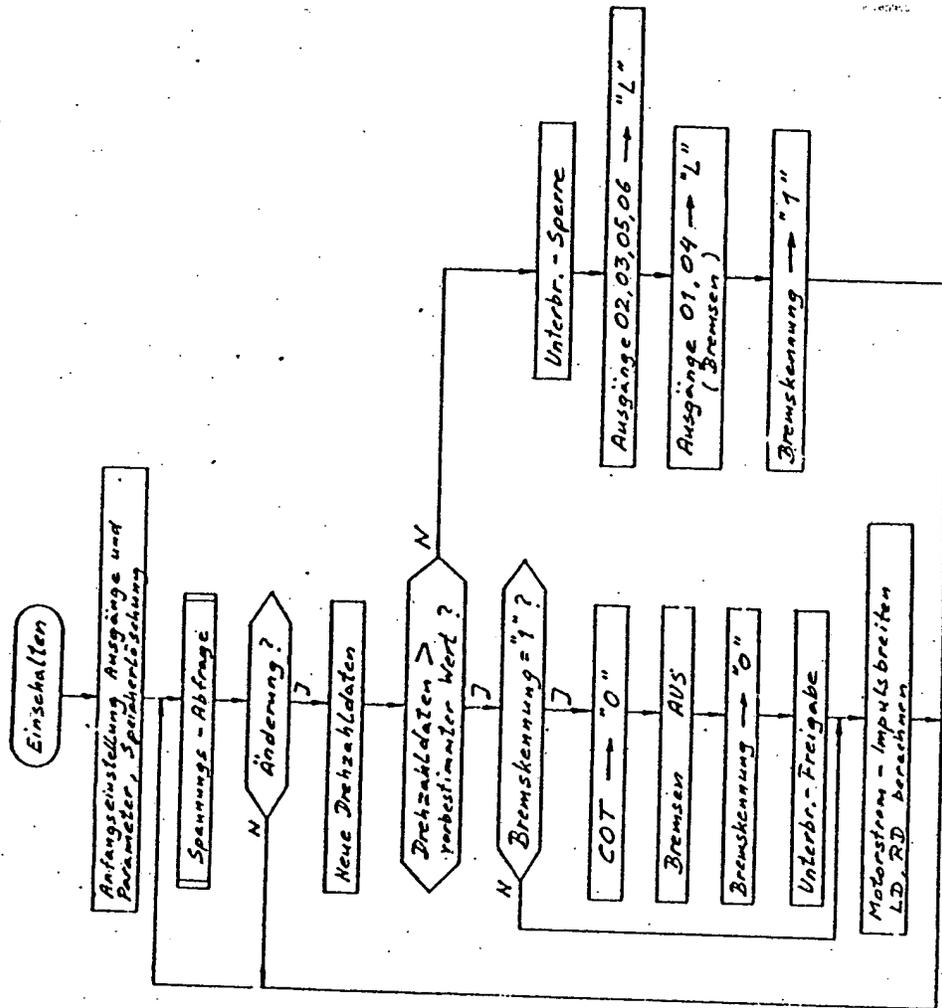
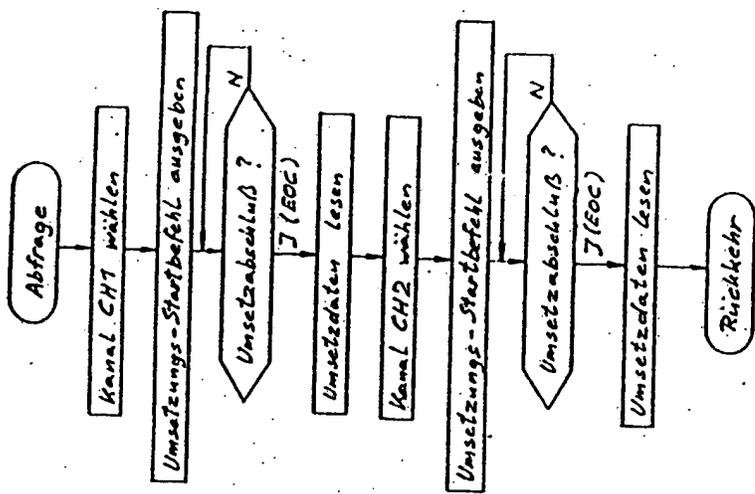
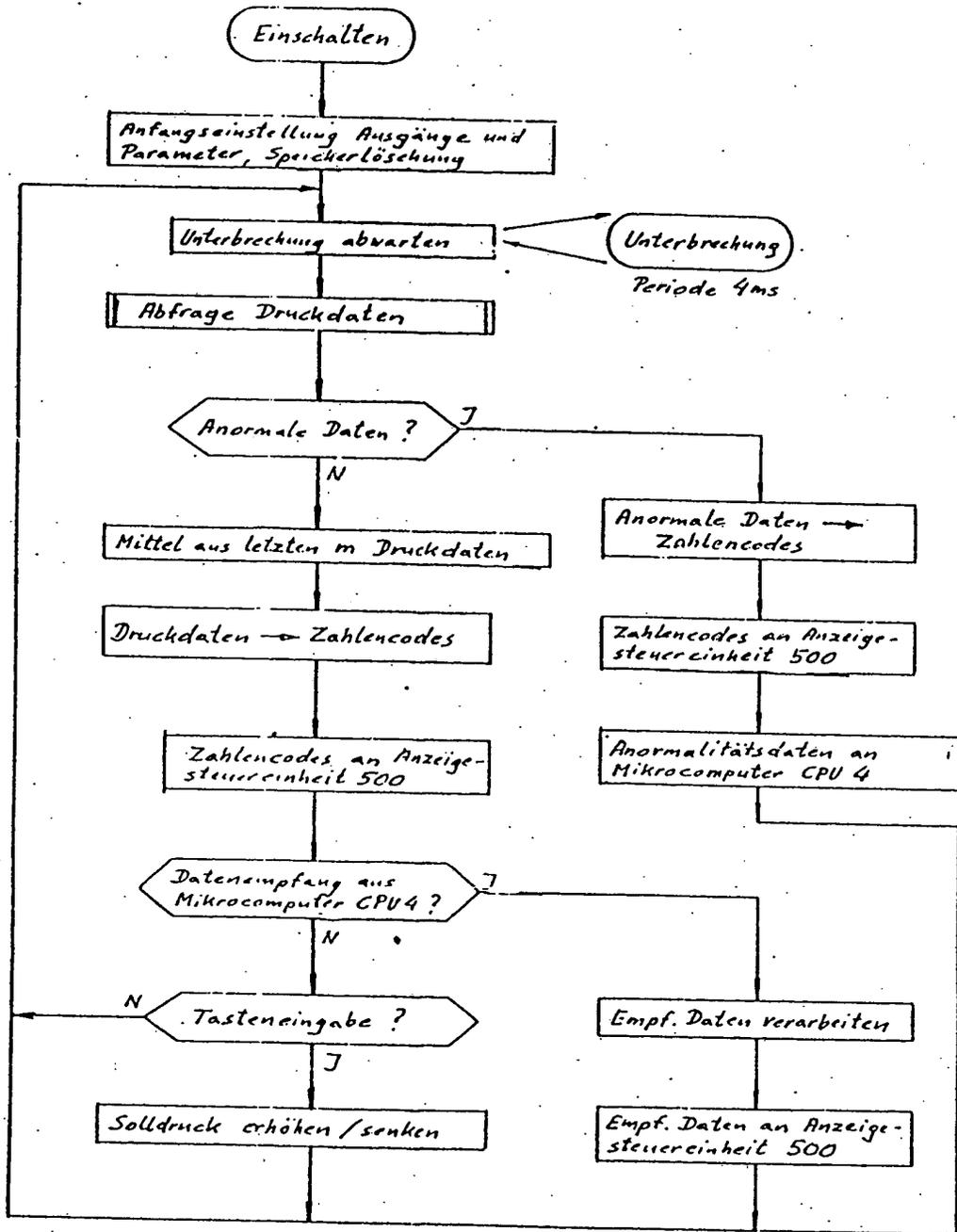


FIG.17b

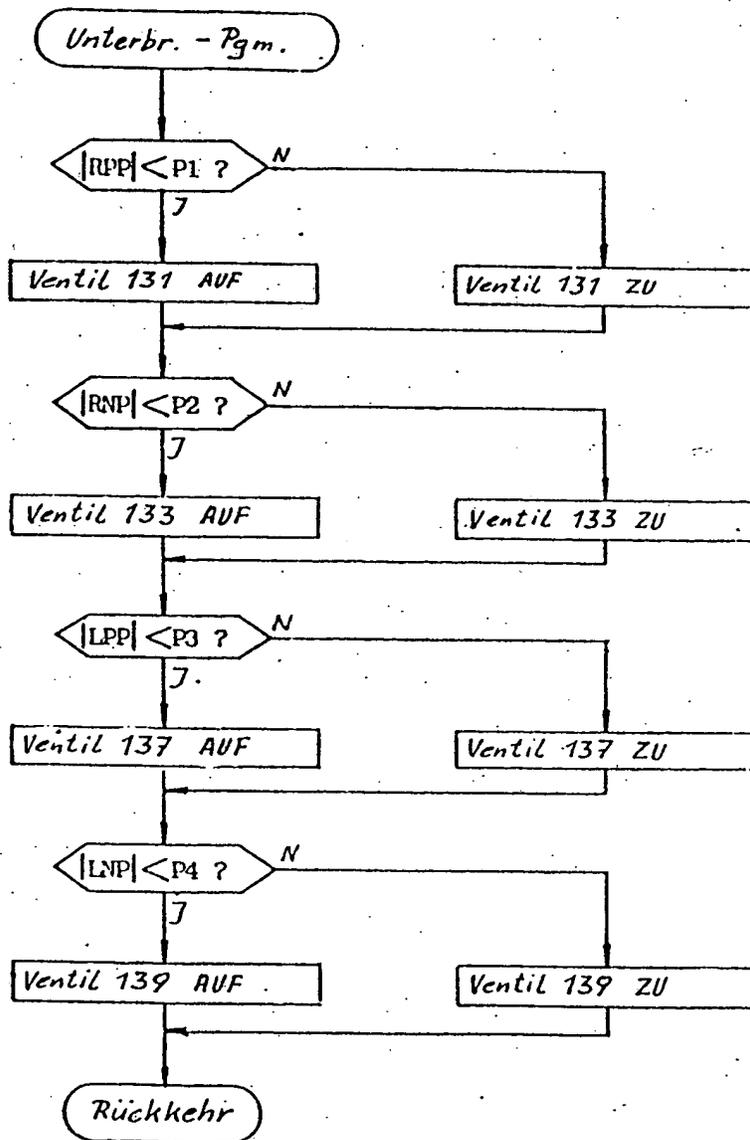




# FIG.18a



# FIG.18b



# FIG.19a

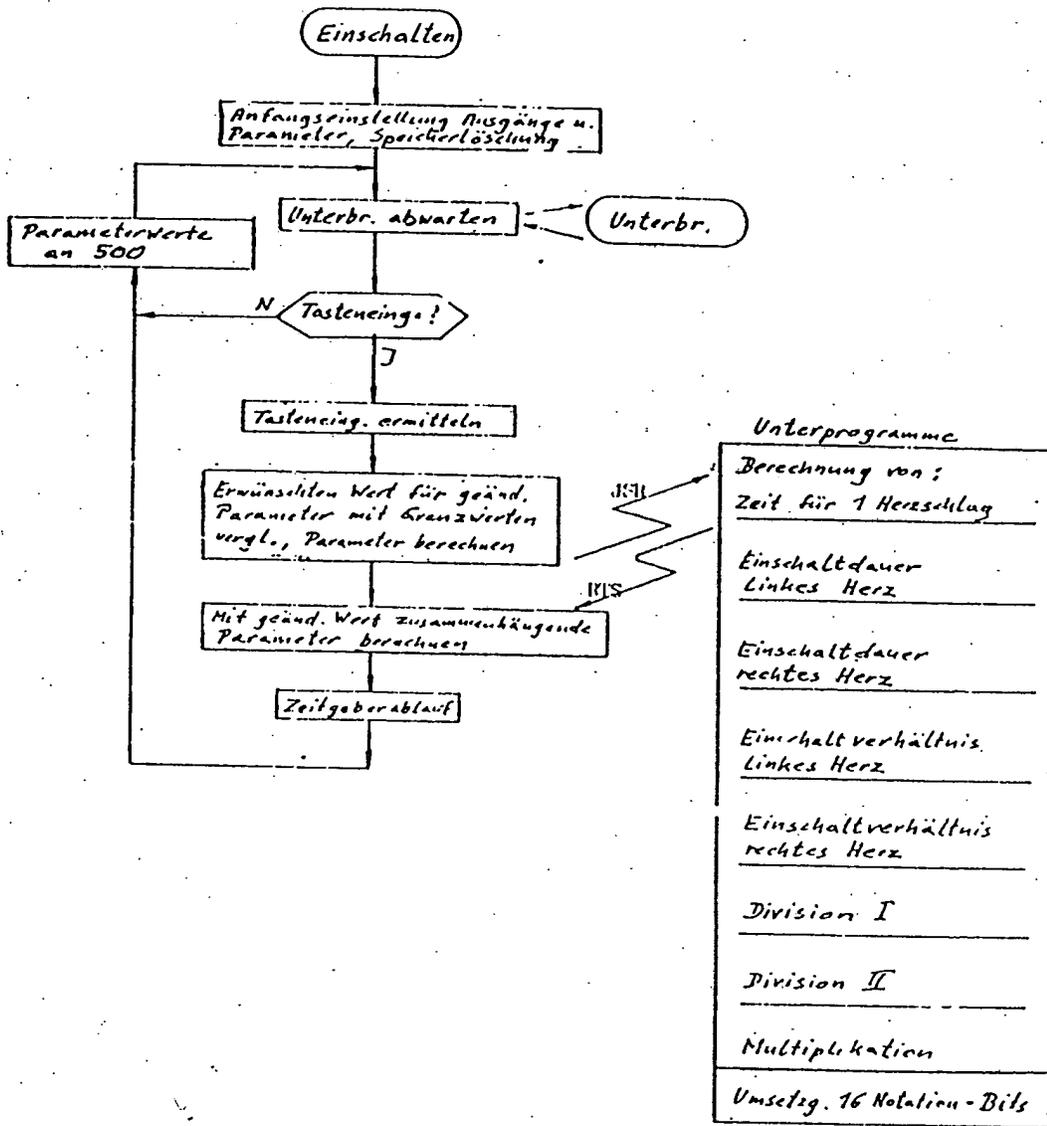
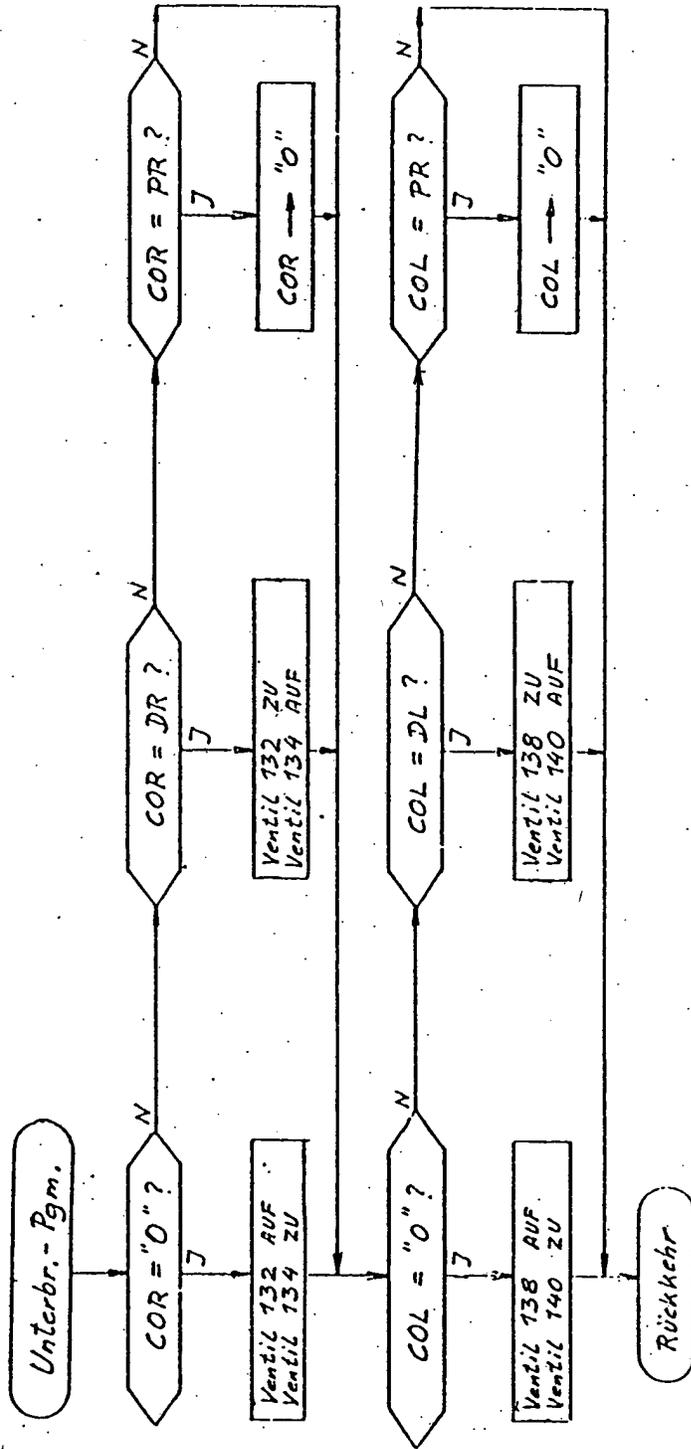


FIG. 19b



# FIG. 20

